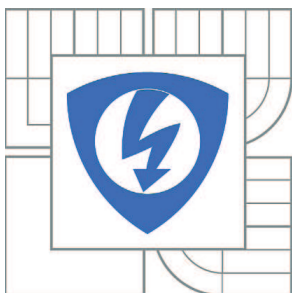


# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## EKG PŘEDZESILOVAČ S PLOVOUCÍM VSTUPEM A KALIBRACÍ

ECG PREAMPLIFIER WITH FLOATING INPUT AND CALIBRATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

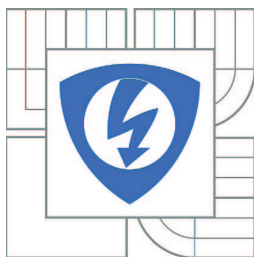
ANTONÍN FLORIÁN

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
**Elektronika a sdělovací technika**

**Student:** Antonín Florián

**ID:** 106428

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2009/2010

## NÁZEV TÉMATU:

**EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a kalibrací**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Rozeberte základní požadavky na zesilovače použitelné pro snímání EKG signálu a to jak z hlediska jejich stability, vstupního odporu, odolnosti proti rušení síťovým kmitočtem a z hlediska elektrické bezpečnosti. Navrhněte jednoduchý EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a s možností kalibrace. Předzesilovač má mít zesílení 1000. Předpokládejte bateriové napájení.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] CMELÁŘ, M. Lékařská přístrojová technika I. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 1995.

[2] MURUGAVEL, R. Heart-Rate and EKG Monitor Using the MSP430FG439 [online]. Texas Instruments, 2007 [cit. 15. 5. 2009]. Dostupné na: <http://focus.ti.com/lit/an/slaa280a/slaa280a.pdf>

**Termín zadání:** 8.2.2010

**Termín odevzdání:** 28.5.2010

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

**prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida**  
*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Antonín Florián  
Bytem: Nová 309, Telnice, 664 59  
Narozen/a (datum a místo): 7. září 1986 v Brně

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a kalibrací

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy  
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 28. května 2010

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## **ABSTRAKT**

Tato práce se zabývá zesilovači použitelnými pro snímání EKG signálu. První část se věnuje historii EKG a vlastnostem EKG signálu. Druhá část se zabývá všeobecnými požadavky a bezpečnostními požadavky, které jsou kladeny na EKG předzesilovače. Důležitou částí práce je popis funkce jednotlivých částí EKG předzesilovače a způsobů, jak dosáhnout potlačení rušení. Poslední část této práce je zaměřena na návrh EKG předzesilovače s plovoucím vstupem a kalibrací. EKG předzesilovač je navržen pro bateriové napájení.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektrokardiograf, EKG signál, EKG zesilovač, diferenční zesilovač, diskriminační činitel, plovoucí vstup, aktivní zem.

## **ABSTRACT**

This thesis deals with amplifiers that are usable for reading of EKG signals. The first part of the thesis deals with the history of EKG and with the features of the EKG signal. The second part of the thesis deals with general requirements and safety requirements that are imposed on EKG preamplifiers. A very important part of the thesis is the description of particular parts of EKG preamplifier and the ways how to acquire reduction of disturbance. The last part of this thesis is focused on design of ECG preamplifier with floating input and calibration. ECG preamplifier is designed for battery power.

## **KEYWORDS**

Electrocardiograph, ECG signal, ECG amplifier, differential amplifier, common-mode rejection ratio, floating input, right leg drive circuit.

FLORIÁN, A. *EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a kalibrací* . Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 33 s., 6 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a kalibrací jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

## Seznam obrázků

## Seznam tabulek

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>EKG</b>	<b>2</b>
2.1	Historie.....	2
2.2	Vlastnosti EKG signálu .....	3
2.2.1	Části EKG signálu .....	4
<b>3</b>	<b>Požadavky na předzesilovač</b>	<b>6</b>
3.1	Všeobecné požadavky.....	6
3.2	Bezpečností požadavky.....	7
3.2.1	Všeobecně .....	7
3.2.2	Napájení .....	8
3.2.3	Kryt přístroje.....	9
3.2.4	Síťové části .....	9
3.2.5	Síťový transformátor.....	9
3.2.6	Povrchové cesty a vzdušné vzdálenosti .....	10
3.2.7	Oddělení.....	10
3.2.8	Uzemnění .....	11
3.2.9	Unikající proudy .....	12
3.2.10	Elektrická pevnost.....	13
<b>4</b>	<b>Obvody předzesilovače</b>	<b>14</b>
4.1	Diferenční zesilovač .....	14
4.1.1	Vliv snímacích elektrod .....	15
4.2	Aktivní zem.....	16
4.3	Potlačení rušení a ochrana vstupů.....	16
4.3.1	Elektromagnetické rušení .....	16
4.3.2	Ochrana vstupů .....	17
4.4	Obvod rychlostartu .....	17
4.5	Obvod kalibrace .....	18



4.6	Izolační zesilovač.....	18
4.7	Napájecí zdroj .....	19
4.8	Volba součástek .....	20
<b>5</b>	<b>Návrh předzesilovače</b>	<b>21</b>
5.1	Diferenční zesilovač .....	21
5.2	Obvod kalibrace .....	23
5.3	Vstupní zesilovač s aktivní zemí .....	24
5.4	Přepínač kalibrace/EKG signál .....	26
5.5	Izolační zesilovač.....	27
5.6	Napájecí zdroj .....	28
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>31</b>
	<b>Literatura</b>	<b>32</b>
	<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>33</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>33</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Einthoven a jeho elektrokardiograf(převzato z [3]).	2
Obr. 2: Einthovenův elektrokardiogram(převzato z [3]).	3
Obr. 3: Typický průběh EKG signálu (převzato z [1]).	3
Obr. 4: Diferenční zesilovač.	14
Obr. 5: Diferenční zesilovač a impedance elektrod.	15
Obr. 6: Diferenční zesilovač a půlčlanková napětí elektrod.	15
Obr. 7: Aktivní zem.	16
Obr. 8: Potlačení rušení minimalizací smyčky (převzato z [5]).	17
Obr. 9: Obvod rychlostartu.	18
Obr. 10: Principiální schéma izolačního zesilovače.	19
Obr. 11: Napájecí zdroj použitelný pro EKG předzesilovač.	20
Obr. 12: Vnitřní zapojení INA333(převzato z [8]).	21
Obr. 13: Diferenciální zesilovač s horní a dolní propustí (převzato z [8]).	22
Obr. 14: Obvod kalibrace.	23
Obr. 15: Vstupní zesilovač s aktivní zemí (převzato z [8]).	25
Obr. 16: Přepínač kalibrace/EKG signál.	26
Obr. 17: Izolační zesilovač.	27
Obr. 18: Napájecí zdroj.	29

## SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Vzdušné vzdálenosti a povrchové cesty (převzato z [6]).	10
Tab. 2: Unikající a pomocné proudy (převzato z [6]).	12
Tab. 3: Zkušební napětí (převzato z [6]).	13
Tab. 4: Průměrná kapacita 9V destičkových baterií (převzato z [15]).	29
Tab. 5: Spotřeba EKG předzesilovače.	30

# 1 ÚVOD

Hlavním cílem této práce je rozebrat požadavky, které jsou kladeny na EKG zesilovače, popsat způsob jakým lze splnit normy týkající se těchto zařízení a provést návrh jednoduchého bateriově napájeného EKG předzesilovače s plovoucím vstupem a s možností kalibrace.

První část se věnuje historii EKG a vlastnostem EKG signálu. Jsou rozebrány základní požadavky a bezpečnostní požadavky. Práce se zaměřuje na opatření zamezující úrazu elektrickým proudem v případě, že je zařízení napájeno z elektrické sítě. Dále práce popisuje jednotlivé funkční bloky zesilovače a způsob jejich realizace. Je zmíněna souvislost mezi volbou součástek a výslednou stabilitou EKG předzesilovače.

Poslední část je věnována návrhu jednoduchého bateriově napájeného EKG předzesilovače s plovoucím vstupem a s možností kalibrace. Z převážné části čerpá z předešlých teoretických znalostí a z katalogových listů výrobců elektrotechnických součástek.

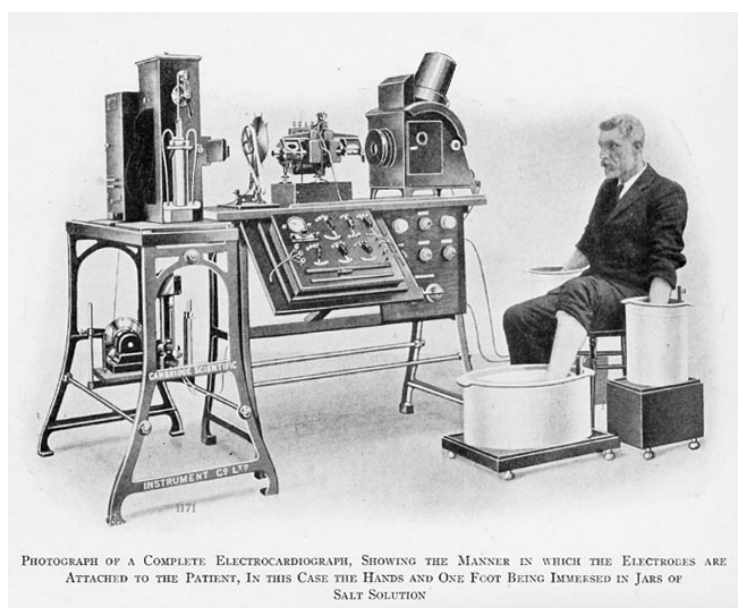
## 2 EKG

Elektrokardiografie je velmi jednoduché, nenáročné a hlavně nebolestivé vyšetření, díky kterému má lékař přehled o elektrické aktivitě srdce. Každý stah srdečního svalu je doprovázen vznikem elektrického napětí, které se šíří až na povrch těla, kde ho lze snímat elektrokardiografem.

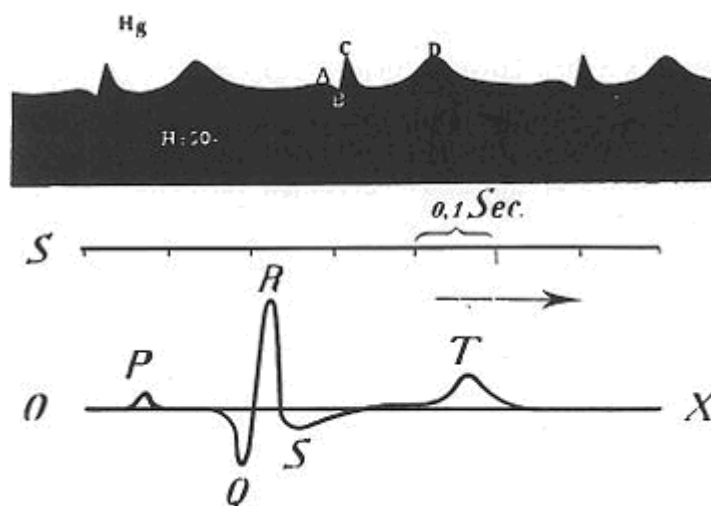
EKG signál je snímán pomocí elektrod umístěných na povrchu těla. Pro snímání tohoto signálu se používá standardní 12-svodový systém. Tvarové změny signálu mají velkou vypovídací hodnotu. Pomocí hodnocení změn tvaru zaznamenaného signálu lze hodnotit činnost srdce a stanovit diagnózu.

### 2.1 Historie

Zakladatelem elektrokardiografie je dánský fyzik William Einthoven, profesor fyziologie v Leydenu. Jako první v roce 1895 zaznamenal elektrickou aktivitu srdce a to za pomoci strunového galvanometru. Na obr. 1 je tento vynález zachycen při svém pokusu a na obr. 2 je průběh zaznamenaný jeho přístrojem. Dalšímu pokroku ve snímání elektrické aktivity srdce pomohl vynález triody, kdy konečně bylo možné snímání signál zesílit na dostatečnou úroveň vhodnou k mechanickému záznamu. Postupem let vznikaly elektrokardiogramy (záznamy elektrické srdeční aktivity) popisující různé srdeční syndromy a stanovení diagnózy pacienta za pomoci EKG se stávalo čím dál běžnější. Dnes je EKG nemyslitelnou součástí každého lékařského zařízení, ať už třeba pouze k monitorování stavu pacienta. Odborníci z oblasti medicíny by bez EKG nebyli schopni včas diagnostikovat rozvíjející se některou z chorob srdce a pacient by byl odkázán svému osudu.



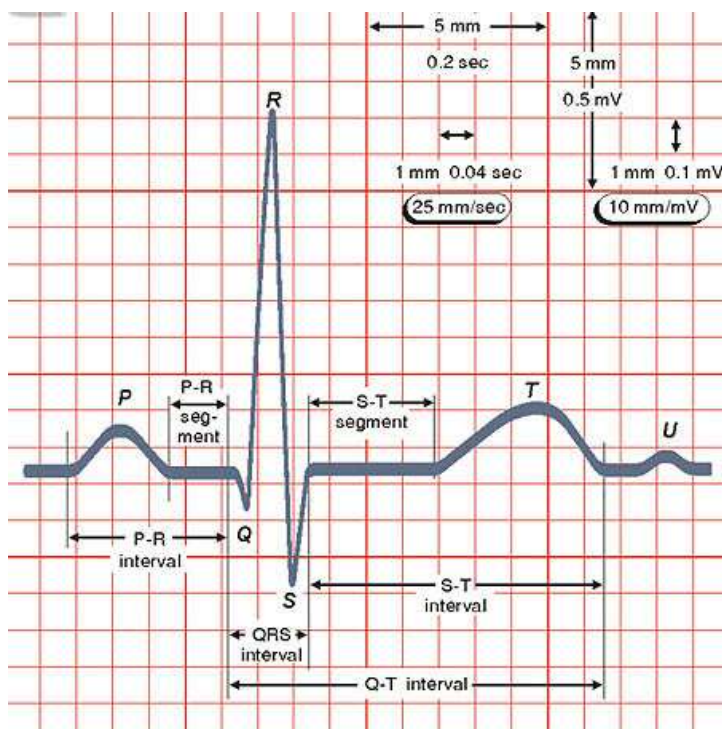
Obr. 1: Einthoven a jeho elektrokardiograf(převzato z [3]).



Obr. 2: Einthovenův elektrokardiogram(převzato z [3]).

## 2.2 Vlastnosti EKG signálu

Aby bylo možno definovat požadavky na přístroj pro snímání elektrického signálu vznikajícího při činnosti srdce, je nutnost vlastnosti tohoto signálu znát. Na obr. 3 je zobrazen typický signál ze svodu II (toto napětí se snímá mezi pravou rukou a levou nohou, pravá noha je spojena s přístrojovou zemí). Jednotlivé části signálu jsou na obrázku označeny podle současných zvyklostí.[4]



Obr. 3: Typický průběh EKG signálu (převzato z [1]).

### 2.2.1 Části EKG signálu

- P-vlna

Vzniká při činnosti sinoatriálního uzlíku a je projevem elektrické depolarizace síní. Normální P-vlna má rozličný tvar od ploché do ostřejší špičky s amplitudou od 0 do 0,3mV, s dobou trvání do 100ms.[4]

- P-R interval

Interval P-R začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání tohoto intervalu je od 120 do 200ms. Na délce tohoto intervalu se projevuje věk a tepová frekvence. U lidí starších 65let může být tento interval do 220ms. [4]

- Q-vlna

Je to první negativní výchylka komplexu QRS. Normální vlna Q má amplitudu v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání je menší než 30ms. Není to standardní výchylka. [4]

- R-vlna

Je to pozitivní výchylka po vlně Q. Amplituda je závislá na místě snímání. Může dosahovat až několik mV, může i chybět. Normální doba trvání do 100ms. [4]

- S-vlna

Je to druhá negativní výchylka následující po vlně R. Chybí-li vlna R, označujeme tuto výchylku jako QS. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0,8mV a dobu trvání do 50ms. [4]

- QRS interval

Je to v podstatě trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor. Doba normálního intervalu QRS je od 50 do 110ms. [4]

- S-T segment

Ohraničuje interval od konce QRS intervalu po počátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0,1mV. [4]

- Q-T interval

Reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS intervalu po konec vlny T. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím pacienta, metabolismem minerálů, je ovlivněna léky. Průměrné hodnoty kolísají od 0,34 do 0,42s. [4]

- T-vlna

T vlna reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny. Tabulky elektrokardiografických měření ukazují proměnlivý rozsah amplitud pro normální T-vlnu. Napětový rozsah je do 8,8mV, doba trvání normální vlny T je od 100 do 250ms. Je souhlasně výkyvná s QRS komplexem, tedy většinou jde o pozitivní výchylku. Je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny. [4]

- U-vlna

U vlna je malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenána po vlně T. Její výskyt a tvar je závislý na tonusu vegetativního nervstva, minerálního metabolismu a celé řady dalších faktorů. [4]

## 3 POŽADAVKY NA PŘEDZESILOVAČ

Všeobecným trendem dnešní doby je, aby zařízení zpracovávala signál digitálně. Je tomu tak, protože zařízení zpracovávající diskrétní hodnoty nemění s časem své parametry. Lze realizovat funkce které analogovým způsobem není možné realizovat nebo jen obtížně a lze data jednoduše uložit pro pozdější zpracování, aniž by ztrácela na kvalitě. Další co hovoří ve prospěch digitálního zpracování je cena zařízení a komfortnost ovládání. Proto moderní zařízení pracují z velké části digitálně, a jen část zařízení kterou nelze realizovat digitálně je analogová. Příkladem této části je předzesilovač pro EKG. Analogový signál který se vykytuje na pacientovi není vhodný k přímé digitalizaci, má malou amplitudu (okolo 10mV) a může obsahovat rušení z elektrovedné sítě a z pohybových artefaktů. Rušení ze sítě dost účinně odstraní diferenční zesilovač, pomocí kterého je signál zesílen na odpovídající úroveň.

### 3.1 Všeobecné požadavky

Mezi základní požadavky kladené na EKG předzesilovač je zvětšení napěťové úrovně EKG signálu na úroveň vhodnou k dalšímu zpracování a galvanické oddělení přístroje od pacienta.

Zesilovač by měl mít tyto základní vlastnosti:

- Vysoký vstupní odpor.

Požadavek vysokého vstupního odporu přímo souvisí s měřeným signálem a použitými snímacími elektrodami, jejichž odpor nelze zanedbat, protože se přičítá ke vstupnímu odporu zesilovače a mění jeho parametry.

- Zanedbatelný unikající proud z obvodu do pacienta (požadavek ČSN EN 60601-1).

Norma zabývající se ochranou před nebezpečím stanovuje za normálních podmínek maximální možný stejnosměrný proud pacientem 0,01mA.[6] Tato hodnota proudu by neměla být překročena.

- Musí pracovat v kmitočtové části kde se nachází EKG signál.

Většina klinických EKG zesilovačů pracuje v pásmu 0,05-100Hz, které je dáno normou. Norma vychází z toho, že po dlouhá léta bylo toto pásmo používáno pro záznam EKG a veškeré záznamy uváděné v literatuře z toho vycházejí. Snímat kmitočty nad 100Hz nemá velký význam, nacházejí se zde rušení od okolních přístrojů a signály svalů. Dolní mezní kmitočet 0,05Hz má potlačit půlčlankové napětí elektrod. [4]

- Musí mít malý vlastní šum.

Cokoliv cizího co se přičte k původnímu signálu způsobuje zhoršení jeho kvality a vypovídací hodnota signálu se snižuje. Šum nejvíce ovlivňuje nízké napěťové úrovně signálu, které jsou srovnatelné s napěťovou úrovní šumu. Může dojít až k tzv. utopení signálu v šumu. Šum je navíc



širokopásmový a jeho odfiltrování je těžce realizovatelné.

- Musí být diferenční s vysokým diskriminačním činitelem (CMRR – Common Mode Rejection Ratio).

Diferenční vstup slouží k potlačení soufázové složky signálu, která nese rušení. Velikost CMRR určuje, jak moc bude soufázový signál oproti rozdílovému signálu potlačen.

- Možnost kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení.

Je třeba dodržet napěťové a časové měřítko, aby bylo možné zaznamenaný signál porovnat s již zaznamenanými EKG signály. Proto je záznam standardizovaný. Při záznamu elektrokardiogramu se bere jako standardní citlivost 10mm výchylky záznamové stopy pro 1mV vstupního signálu. Časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí záznamového materiálu a ta v případě EKG signálu bývá 25 nebo 50 mm/s .[4]

## 3.2 Bezpečnostní požadavky

Každé elektrické zařízení či přístroj musí kromě funkce, kterou má zařízení vykonávat, splňovat i jisté požadavky z hlediska elektrické bezpečnosti. U přístrojů používaných ve zdravotnictví jsou normy týkající bezpečnosti výrazně přísnější než u běžných elektrických přístrojů. Je tomu hlavně proto, že používáním přístroje vzniká systém člověk–stroj a porucha přístroje může negativně ovlivnit zdraví pacienta.

### 3.2.1 Všeobecně

K příčinám vzniku nebezpečí u EKG přístroje patří hlavně:

- Unikající proudy tekoucí z přístroje cestami pacienta nebo obsluhou.
- Poruchové stavy přístroje, které mohou způsobit úraz elektrickým proudem či požár.
- Použití elektrických obvodů připojených přes nízkou impedanci k pacientovi.
- Zanesení iontů kovů do pacientovy pokožky průchodem stejnosměrného proudu nebo proudu se stejnosměrnou složkou, což může vést k nekróze tkání.

K ohrožení bezpečnosti nesmí dojít za normálních podmínek, ale i za podmínek jedné závady. Za stav jedné závady se považuje:

- Přerušení ochranného uzemňovacího vodiče.
- Přerušení jednoho napájecího vodiče.
- Objevení se vnějšího napětí na příložené části .
- Objevení se vnějšího napětí na části vstupu signálu nebo části výstupu signálu.
- Porucha elektrické součástky, která by mohla způsobit ohrožení

bezpečnosti.

- Porucha mechanické části, která by mohla způsobit ohrožení bezpečnosti.

Je-li stavem jedné závady vyvolán další stav jedné závady, považují se oba tyto stavy za stav jediný a proto požadavek na zábranu ohrožení bezpečnosti platí i za těchto okolností.

Za nepravděpodobné stavy se považuje:

- Úplný elektrický průraz dvojité izolace.
- Elektrický průraz zesílené izolace.
- Přerušení pevného a trvale připojeného uzemňovacího vodiče.

Bezpečnosti spojení vstupu signálu a výstupu signálu zdravotnického elektrického přístroje a požadavky IEC 60601-1 se dosáhnou pomocí:

- Opatření provedených v přístroji.
- Oddělovacích prostředků tvořících příslušenství přístrojů.
- Oddělovacích prostředků tvořících příslušenství systémů. [6]

### 3.2.2 Napájení

Přístroje napájené z vnějšího zdroje elektrické energie musí být konstruovány jako přístroje třídy I nebo přístroje třídy II.

Nepřipouští se použití třídy 0 a III jako typ ochrany před úrazem elektrickým proudem.

Přístroj třídy I musí mít části:

- S dvojitou nebo zesílenou izolací, nebo
- pracující při bezpečně malém napětí (SEVL), nebo
- přístupné části chráněné ochranou impedancí.

Přístroj třídy II musí být buď:

- s izolačním krytem, nebo
- s kovovým krytem, nebo
- kombinací obou.

Přístroj třídy II může být opatřen funkční uzemňovací svorkou nebo funkčním uzemňovacím vodičem.

Přístroj určený k připojení k síťovému rozvodu nesmí po uplynutí 1s od odpojení vidlice vykazovat mezi kolíky vidlice nebo mezi kterýmkoliv jejím krytem napětí vyšší než 60V. [6]

### 3.2.3 Kryt přístroje

Od krytu přístroje se očekává ochrana člověka před stykem s živými částmi nebo částmi, které se mohou stát živými za stavu jedné závady a dostatečná mechanická tuhost a stabilita. Ruční přístroj nesmí způsobit ohrožení bezpečnosti v důsledku volného pádu z výšky 1m na tvrdý povrch. Přenosný přístroj a mobilní přístroj musí být schopný odolat namáhání způsobené nešetrným zacházením. [6]

### 3.2.4 Síťové části

Přístroj musí být vybaven prostředkem odpojícím elektricky současně všechny jeho obvody od síťového rozvodu. Toto odpojení musí zahrnovat každý napájecí vodič. Síťové vypínače nesmí být vestavěny do síťových přívodů a vnějších ohebných vodičů. Nejedná-li se o pevně připojený přístroj, považuje se vhodná vidlice, použitá k odpojení od síťového rozvodu, za splňující požadavky na odpojení. Za vhodné vidlice lze považovat přístrojové síťové konektory a ohebné šňůry se síťovou vidlicí. Pro nejnižší hodnoty proudu ( $\leq 6A$ ) je jmenovitý průřez vodičů síťových přívodů  $0,75\text{mm}^2$ .

Pojistky nebo nadproudové ochrany musí být použity v každém napájecím vodiči přístroje třídy I a přístroje třídy II s funkčním uzemněním a nejméně v jednom napájecím vodiči u ostatních jednofázových přístrojů třídy II. Přitom platí:

- Ochranný uzemňovací vodič nesmí být opatřen pojistkou.
- V pevně připojeném přístroji nesmí být střední vodič opatřen pojistkou.

Průřez vodičů mezi síťovou svorkovnicí a ochranným zařízením podléhá stejným požadavkům jako síťový přívod. Ostatní vodiče včetně vodivých cest plošných spojů se dimenzují s ohledem na riziko požáru z příčiny poruchových proudů. [6]

### 3.2.5 Síťový transformátor

Síťové transformátory musí být chráněny před přehřátím základní izolace, přídavné izolace a zesílené izolace v případě zkratu nebo přetížení na kterémkoliv výstupním vinutí. Jsou-li ochranné prvky umístěny mimo transformátor nebo jeho kryt, musí být připojeny tak, aby závada na žádné součásti s výjimkou vodičů mezi ochranným zařízením a transformátorem nemohla tyto prvky vyřadit z provozu.

Jsou stanoveny přísné požadavky na konstrukci síťových transformátorů. Oddělení vstupního a výstupního vinutí vodivě spojeného s příloženými částmi nebo s přístupnými kovovými částmi, které nejsou ochranně uzemněny, musí být provedeno jedním z uvedených způsobů:

- Navinutím na samostatné cívky nebo kostry.
- Navinutím na jednu cívku nebo kostru s neperforovanými izolačními přepážkami mezi vinutími.
- Navinutím na jednu cívku nebo kostru se soustředěnými vinutími a s ochranným měděným stíněním o tloušťce nejméně 0,13mm.
- Soustředěným navinutím na jednu cívku s vinutími oddělenými dvojitou nebo zesílenou izolací.

Přístroj musí být navržen tak, aby přerušení a obnovení napájení nevyvolalo ohrožení bezpečnosti. [6]

### 3.2.6 Povrchové cesty a vzdušné vzdálenosti

Povrchové cesty a vzdušné vzdálenosti jsou významnými prvky dotvářející celkovou bezpečnost konstrukce a použití zdravotnického elektrického přístroje. Jejich parametry úzce souvisí s požadavky na elektrickou pevnost, podle nichž se odvozují i požadavky na hodnoty provozních napětí. Minimální hodnoty povrchových cest a vzdušných vzdáleností uvádí tab. 1.

Tab. 1: Vzdušné vzdálenosti a povrchové cesty (převzato z [6]).

Provozní napětí, V	stejnoseměrné	15	26	75	150	300	450	600	800	900	1200	
	střídavé	12	30	60	125	250	400	500	660	750	1000	
Vzdušná vzdálenost(VV) a povrchová cesta(PC), mm												
Základní izolace mezi částmi s opačnou polaritou	0,4	0,5	0,7	1	1,6	2,4	3	4	4,5	6	VV	
	0,8	1	1,3	2	3	4	5,5	7	8	11	PC	
Základní izolace nebo přídavná izolace	0,8	1	1,2	1,6	2,5	3,5	4,5	6	6,5	9	VV	
	1,7	2	2,3	3	4	6	8	10,5	12	16	PC	
Dvojitá izolace nebo zesílená izolace	1,6	2	2,4	3,2	5	7	9	12	13	18	VV	
	3,4	4	4,6	6	8	12	16	21	24	32	PC	
Oddělovací prostředek (systém)	0,8	1	1,2	1,6	2,5	3,5	4,5	6	6,5	9	VV	
	1,7	2	2,3	3	4	6	8	10,5	12	16	PC	
Mezi příložnými částmi odolnými defibrilaci a ostatními částmi	4mm, provozní napětí se nevyhodnocuje										VV	
	4mm, provozní napětí se nevyhodnocuje										PC	

Zvláštní pozornost se věnuje příloženým částem odolným defibrilaci, kde se uplatňují požadavky IEC 664, které s ohledem na krátkou dobu trvání defibrilačního impulsu poněkud snižuje nároky i pro vysoká napětí okolo 5kV. Mezi příloženými částmi odolnými defibrilaci pak postačuje vzdušná vzdálenost a povrchová cesta 4mm. [6]

### 3.2.7 Oddělení

Příložené části nesmí mít vodivé spojení s přístupnými kovovými částmi, které nejsou ochranně uzemněny od živých částí přístroje za normálních podmínek i při stavu jedné závady tak, aby nedošlo k překročení přípustných unikajících proudů. Tento požadavek lze splnit jedním z následujících způsobů:

- Příložená část je od živých částí oddělena pouze základní izolací, ale je ochranně uzemněna a má tak nízkou vnitřní impedanci vůči zemi, že unikající proudy nepřekročí za normálních podmínek ani při stavu jedné závady přípustné

hodnoty.

- Příložná část je od živých částí oddělena ochranně uzemněnou kovovou částí, kterou může být uzavřené kovové stínění.
- Příložná část není ochranně uzemněna, ale je oddělena od živých částí vloženým ochranně uzemněným obvodem, který v případě jakéhokoliv poškození izolace zamezí, aby do příložné části procházel unikající proud nepřipustné hodnoty.
- Příložná část je oddělena od živých částí dvojitou nebo zesílenou izolací.
- Impedancí součástí je zabráněno, aby do příložné části tekla nepřipustný unikající proud pacientem.

Oddělení příložných částí odolných defibrilaci od ostatních částí musí zajistit, aby během výboje defibrilátoru do pacienta k nim připojeného byly vyloučeny energie nebezpečných hodnot z krytu přístroje, ze všech částí vstupu signálu a ze všech částí výstupu signálu. Po vystavení defibrilačního napětí a po nezbytném zotavovacím čase musí přístroj pokračovat ve stanovené funkci, jak je v průvodní dokumentaci stanoveno. Zkušební zapojení používá jako zdroj testovacího napětí kondenzátor o kapacitě 32  $\mu\text{F}$ , nabitý na napětí 5 kV a vybíjený přes tlumivku o hodnotě 500  $\mu\text{H}$  (s vnitřním odporem 10  $\Omega$ ) do zatěžovacího rezistoru o hodnotě 100  $\Omega$ . Přitom se současně kontroluje zajištění ochrany před úrazem elektrickým proudem. Měřicí zařízení nesmí na kritických částech indikovat napětí vyšší než 1 V, což odpovídá náboji 100  $\mu\text{C}$ . [6]

### 3.2.8 Uzemnění

Přístupné části přístroje třídy I oddělené od živých částí základní izolací musí být spojeny dostatečně nízkou impedancí s ochranně uzemňovací svorkou.

U přístroje bez síťového přívodu nesmí impedance mezi ochrannou uzemňovací svorkou a kteroukoliv ochranně uzemněnou přístupnou kovovou částí překročit hodnotu 0,1  $\Omega$ . Pro přístroj s přívodkou platí stejná hodnota pro impedanci vůči uzemňovacímu kontaktu v přívodce. U přístroje s neoddělitelným síťovým přívodem nesmí hodnota impedance přesáhnout hodnotu 0,2  $\Omega$ .

Přístroj třídy II s odděleným vnitřním stíněním smí být napájen třívodičovým síťovým přívodem, jehož třetí vodič připojený na ochranný uzemňovací kontakt síťové vidlice, je používán výlučně jako funkční uzemnění uvedeného stínění a je označen dvoubarevnou kombinací zelená/žlutá. Tato vnitřní stínění a vedení k nim připojená musí být izolována dvojitou izolací nebo zesílenou izolací. U přístroje musí být označením rozlišena funkční uzemňovací svorka od ochranné. [6]

### 3.2.9 Unikající proudy

Jakost elektrické izolace, která zajišťuje ochranu před úrazem elektrickým proudem musí být taková, aby proudy jí protékající byly omezeny na stanovené hodnoty udávající tab. 2. Tyto hodnoty platí jako maximální při všech kombinacích následujících podmínek:

- Při normální teplotě a po počáteční aklimatizaci ve vlhku.
- Za normálních podmínek i při stavech jedné závady.
- Při nejvyšší stanovené hodnotě napájecího kmitočtu.
- Při napájení 110% nejvyššího stanoveného síťového napětí.

Tab. 2: Unikající a pomocné proudy (převzato z [6]).

Proud [mA]	TypB		TypBF		TypCF	
	NP	JZ	NP	JZ	NP	JZ
Unikající proud do země	0,50	1,00	0,50	1,00	0,50	1,00
Unikající proud do země 1)	2,50	5,00	2,50	5,00	2,50	5,00
Unikající proud do země 2)	5,00	10,00	5,00	10,00	5,00	10,00
Unikající proud krytem	0,10	0,50	0,10	0,50	0,10	0,50
Unikající proud pacientem	ss	0,01	0,05	0,01	0,05	0,05
	3)st	0,10	0,50	0,10	0,50	0,05
Unikající proud pacientem při síťovém napětí na části vstupu signálu nebo části výstupu signálu	-	5,00	-	-	-	-
Unikající proud pacientem při síťovém napětí na příložené části	-	-	-	5,00	-	0,05
Pomocný proud pacientem	ss	0,01	0,05	0,01	0,05	0,05
	3)st	0,10	0,50	0,10	0,50	0,05

NP – normální podmínky, JZ – stav jedné závady, ss – stejnosměrný, st – střídavý.

1)Přístroj který nemá ochranně uzemněné výstupní části a prostředky pro ochranné uzemnění jiného přístroje a splňuje požadavky na ostatní unikající proudy.

2)Pevně připojený přístroj s trvale připojeným ochranným uzemňovacím vodičem.

3)Týká se pouze střídavé složky příslušného proudu

Měří se unikající proudy pacientem při stavu jedné závady, kdy se přivede vůči zemi napětí rovnající se 110% nejvyššího stanoveného síťového napětí na kteroukoliv část vstupu signálu nebo části výstupu signálu, která není ochranně uzemněna. [6]

### 3.2.10 Elektrická pevnost

Elektrická pevnost izolace při provozní teplotě, po počáteční aklimatizaci ve vlhku a po případné sterilizaci musí vyhovět zkušebním napětím podle tab. 3, kde provozní napětí je to napětí, kterému je příslušná izolace vystavena za normálního použití při stanoveném nebo výrobcem určeném napájecím napětí. Pro každou část dvojité izolace je provozní napětí rovno tomu napětí, jemuž je dvojitá izolace vystavena za normálních podmínek a při stanoveném napájecím napětí. [6]

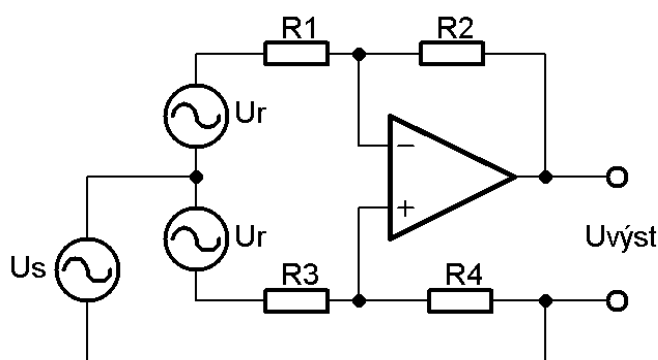
Tab. 3: Zkušební napětí (převzato z [6]).

Zkoušená izolace	Zkušební napětí pro provozní napětí U, V				
	$U \leq 50$	$50 < U \leq 150$	$150 < U \leq 250$	$250 < U \leq 1000$	$1000 < U \leq 10000$
Základní izolace	500	1000	1500	$2U + 1000$	$U + 2000$
Přídavná izolace	500	2000	2500	$2U + 2000$	$U + 3000$
Zesílená a zdvojená izolace	500	3000	4000	$2(2U + 1500)$	$2(U + 2500)$
Pro provozní napětí $U > 10\text{kV}$ platí požadavky zvláštních norem					

## 4 OBVODY PŘEDZESILOVAČE

### 4.1 Diferenční zesilovač

Základem EKG předzesilovače je diferenční zesilovač tvořený operačním zesilovačem a rezistory R1 až R4 jak naznačuje obr. 4. Pro  $R1=R3$  a  $R2=R4$  je zesílení stejné pro invertující i neinvertující vstup zesilovače. Jestliže na invertující a neinvertující vstupy bude přiveden signál v protifázi, vytvoří se rozdílové napětí  $U_r$  které bude diferenčním zesilovačem zesíleno a objeví se na výstupu  $U_{výst.}$ . Pokud na invertující a neinvertující vstup přivedeme soufázový signál  $U_s$ , díky stejné velikosti zesílení invertující a neinvertující části zesilovače se odečte a na výstupu se neobjeví žádný signál. To platí v ideálním případě.



Obr. 4: Diferenční zesilovač.

Reálný diferenční zesilovač soufázový signál zcela nepotlačí a na výstupu se objeví i část soufázového signálu ze vstupu. Poměr zesílení rozdílové složky a soufázové složky v logaritmické míře udává diskriminační činitel CMRR (Common Mode Rejection Ratio). [5]

$$CMRR = 20 \log \frac{A_{rozdil.}}{A_{soufaz.}} \quad (1)$$

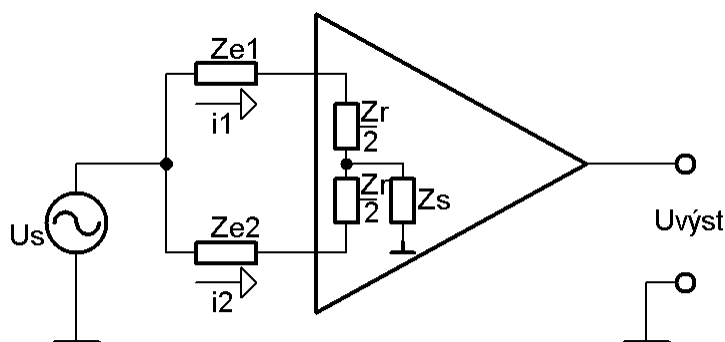
Ideální diferenční zesilovač má CMRR rovno  $\infty$ . V praxi se jeho hodnota pohybuje mezi 60 až 130dB v závislosti na kvalitě zesilovače.

K diferenčnímu zesilovači z obr. 4 je třeba ještě poznamenat, že v praxi by kvůli malé vstupní impedanci nefungoval správně. Ke zvýšení vstupní impedance bývá před diferenčním zesilovačem zařazen neinvertující zesilovač s velkou vstupní impedancí.



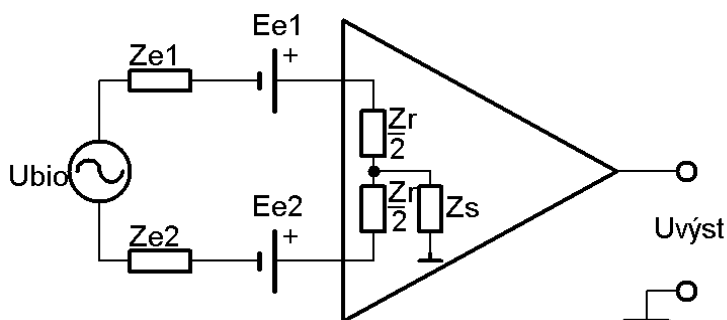
### 4.1.1 Vliv snímacích elektrod

Pacienta je nutno nějakým způsobem připojit ke vstupům zesilovače. Nejčastěji se tak děje pomocí povrchových elektrod. Tím se do obvodu dostává další prvek a to impedance přechodu elektroda-kůže. Situace je znázorněná na obr. 5.  $Z_{e1}$  a  $Z_{e2}$  jsou impedance elektrod,  $Z_r$  je rozdílová vstupní impedance diferenciálního zesilovače,  $Z_s$  soufázová vstupní impedance. Pokud se impedance  $Z_{e1} \neq Z_{e2}$ , pak se ani  $i_1 \neq i_2$ , což způsobí, že na jednotlivých vstupech diferenciálního zesilovače nebudou shodná napětí. Rozdíl těchto dvou napětí diferenciální zesilovač zesílí a objeví se na výstupu. Je patrné, že došlo ke zhoršení diskriminačního činitele zesilovače. Jednou z cest jak snížit vliv impedancí elektrod na výslednou hodnotu diskriminačního činitele je snížit  $i_1$ ,  $i_2$  na minimum tím, že se zvýší soufázová vstupní impedance  $Z_s$ .



Obr. 5: Diferenční zesilovač a impedance elektrod.

Další problém který vytvářejí snímací elektrody a může ovlivňovat činnost zesilovače je stejnosměrné napětí. Kůže obsahuje potní žlázy, které vylučují pot. Ten mimo jiné obsahuje i ionty a vytváří tak elektrolyt. Připojením kovové elektrody na pacienta je pak podobné jako ponoření elektrody do elektrolytu. Vzniká galvanický článek a na rozhraní elektroda-kůže se objeví půlčlánekový potenciál. Situace je znázorněna na obr. 6.



Obr. 6: Diferenční zesilovač a půlčláneková napětí elektrod.

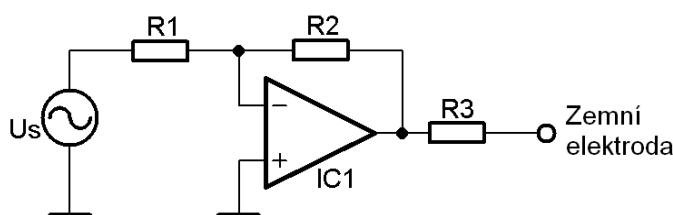
V současné době se pro snímání EKG signálu z povrchu těla nejčastěji používají elektrody Ag-AgCl. Jejich půlčlánekové napětí je 0,8V. Z obrázku je patrné, že při použití páru stejných elektrod se v ideálním případě půlčláneková napětí  $E_{e1}$  a  $E_{e2}$  odečtou. Díky různé koncentraci iontů na každé elektrodě a pohybovým artefaktům

bude půlčlankové napětí  $E_{e1}$  jiné než napětí  $E_{e2}$ . Rozdíl těchto dvou napětí může činit řádově až desetiny voltů. Vzhledem k tomu že předzesilovač má zpracovávat EKG signál o amplitudě 1mV, stejnosměrné napětí velikosti řádově desetin voltů by mohlo způsobit, že by se zesilovač dostal do saturace a tím by přestal zpracovávat užitečný signál. Do řetězce je proto nutné zařadit horní propust, která stejnosměrné napětí elektrod odstraní.

## 4.2 Aktivní zem

U EKG předzesilovače se pravá noha pacienta využívá jako referenční zem, vůči které se snímají signály ze srdce. Tuto zem lze nahradit aktivní zemí, která přináší jisté výhody.

Obvod aktivní zem je záporná zpětná vazba sloužící k potlačení soufázové složky na vstupu předzesilovače. Principiální schéma je na obr. 7. Soufázový signál je invertován a zesílen operačním zesilovačem IC1. Takto upravený signál je přiveden přes rezistor R3 na zemní elektrodu připojenou na pacientovi. Hodnotami rezistorů R1 a R2 se volí vhodné zesílení. Rezistor R3 omezuje proudy pacientem na maximální přípustnou hodnotu 50uA, má tedy ochrannou funkci.



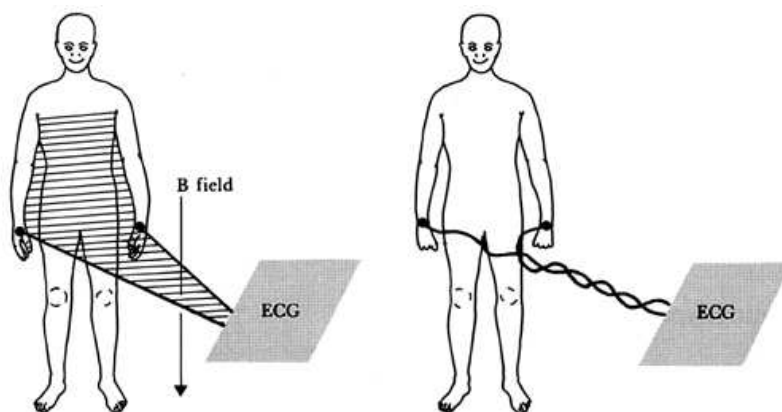
Obr. 7: Aktivní zem.

## 4.3 Potlačení rušení a ochrana vstupů

EKG předzesilovač zpravidla pracuje v prostředí, kde se vyskytuje rušení. Zesilovač musí umět pracovat i za těchto podmínek. Existuje několik původů rušení.

### 4.3.1 Elektromagnetické rušení

Elektromagnetické rušení může mít několik zdrojů původu. Rušení z napájecí sítě kmitočtem 50Hz, rušení od lékařských a jiných okolních přístrojů, rušení blízkými rádiovými vysílači. Opatření vedoucí k potlačení rušení mohou být dvojí. První spočívá v tom, nedovolit elektromagnetickému rušení proniknout do EKG předzesilovače. Lze tomu zamezit vhodným stíněním a minimalizací smyčky, kterou vytvářejí kabely pro připojení elektrod viz obr.8.



Obr. 8: Potlačení rušení minimalizací smyčky (převzato z [5]).

Druhý ze způsobů opatření spočívá v zařazení filtru do cesty rušivému signálu. Použitý filtr však nesmí omezovat kmitočtové pásmo EKG předzesilovače, takže je vhodný pouze k potlačení rušení, které leží mimo kmitočtové pásmo EKG. Rušení ležící v kmitočtovém pásmu EKG představuje soufázovou složku a je potlačeno diferenciálním zesilovačem viz kapitola 4.1 a 4.2.

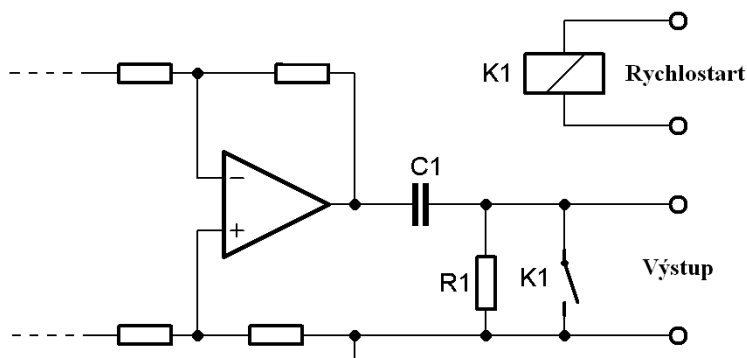
### 4.3.2 Ochrana vstupů

Vstup EKG předzesilovač je třeba ochránit před elektrickými impulsy, které se objevují na snímacích elektrodách při oživování pacienta pomocí defibrilátoru. EKG předzesilovač je tvořen převážně operačními zesilovači, které jsou citlivé na poškození krátkodobými elektrickými impulsy o vysokém napětí. Vstupy předzesilovače se nejčastěji chrání paralelním připojením speciální diody s vhodnou V-A charakteristikou. Požadavek je takový, aby při běžném provozu měla dioda velký odpor, který se nebude podílet na vstupním odporu předzesilovače. Při výskytu elektrostatického rušení se dioda stane vodivá a elektrostatický impuls svede na zem a předzesilovač tak ochrání před poškozením.

## 4.4 Obvod rychlostartu

Za předzesilovačem zpravidla bývá zařazen filtr typu dolní propust, jehož dolní mezní kmitočet pro klinický EKG je 0,05Hz. Tomuto dolnímu meznímu kmitočtu odpovídá časová konstanta  $\tau=3,18s$ . Dostane-li se na vstup zesilovače jakýkoliv napěťový skok, odpovídá doba odezvy filtru typu dolní propust zařazeného do přenosového řetězce této dlouhé časové konstantě. Obnovení ustáleného stavu je nepřiměřeně dlouhé. Takovýto napěťový skok vznikne nejen vlivem vnějšího rušení, ale vznikne i při každém přepnutí voliče svodů tím, že půlčlanková napětí jednotlivých elektrod se od sebe většinou značně liší. Tyto rozdíly bývají velmi často větší než amplituda snímaného signálu. To se projeví tím, že po dlouhou dobu po působení nežádoucího napěťového skoku není elektrokardiograf schopen zapisovat snímaný signál. To lze upravit tím, že po příchodu napěťového skoku zmenšíme na okamžik časovou konstantu filtru a tím urychlíme obnovení ustáleného stavu přístroje. Tuto funkci vykonává obvod rychlostartu. [4]

Na obr. 9 je obvod znázorněn. C1 a R1 tvoří časovou konstantu filtru, kontakty relé K1 se při aktivaci rychlostartu sepnou a umožní rychlé obnovení ustáleného stavu. Obvod může být realizován i pomocí polovodičového prvku nebo pomocí obyčejného tlačítka.



Obr. 9: Obvod rychlostartu.

## 4.5 Obvod kalibrace

Kalibrační obvod je zdroj signálu o amplitudě 1mV. Slouží k přesnému nastavení citlivosti přístroje. Při pohledu na obr. 3, kde je zobrazený typický průběh EKG signálu, lze odvodit jaký průběh by byl vhodný ke kalibraci. Celá perioda EKG signálu trvá přibližně 0,8s. Během ní proběhnou 4 napěťové změny: P-vlna, QRS interval, T-vlna a U-vlna. Zdá se vhodné, aby kalibrační impuls měl podobné trvání jako napěťové změny v EKG signálu. Proto je vhodné zvolit periodu kalibračního impulsu 0,2s.

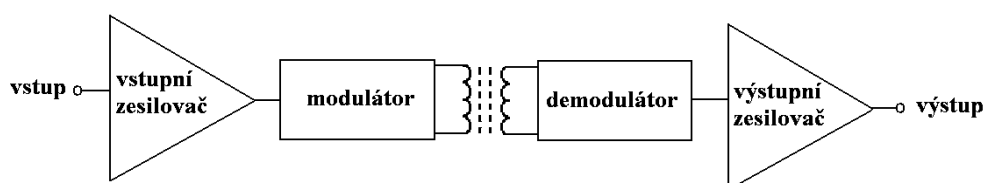
Možností jak obvod kalibrace realizovat je mnoho. Jednou z možností je použít časovač NE555 v zapojení astabilní klopný obvod nebo jiný obvod vhodný ke generování obdélníkového signálu. Důležité je aby amplituda byla konstantní. Velikost amplitudy lze zmenšit odporovým děličem. Tento signál se přivádí na vstup EKG předzesilovače a je vykreslen záznamovým zařízením. Obsluha na základě zda souhlasí či nesouhlasí napěťová a časová osa určí, je-li přístroj správně zkalibrován.

Je-li zamýšleno použít v EKG zařízení mikroprocesor, je vhodné jej využít ke generování kalibračního signálu, čímž se sníží počet součástek. Moderní EKG přístroje si kalibraci většinou provádí samy.

## 4.6 Izolační zesilovač

Izolační zesilovač slouží k elektrickému oddělení vstupní části měřicího obvodu od jeho výstupní části. Tyto zesilovače zajišťují vysoký odpor mezi vstupem a výstupem, řádově  $10^{12}\Omega$ . Izolační přechod může být tvořen vazbou induktivní, kapacitní nebo optickou. [5]

Klinický EKG zaznamenává signál o kmitočtech 0,05-100Hz, což v kmitočtovém spektru zabírá přes 5 dekad. Navrhnout transformátor co by zvládal přenášet signál takto rozličných kmitočtů je stěží realizovatelné. Jeden ze způsobů řešení je využít modulace a EKG signál modulovat na vyšší kmitočet a takto modulovaný signál přenést. Na přijímací straně signál demodulovat a tím získat nazpět EKG signál. Principiální schéma s užitím induktivní vazby je na obr. 10. Ve schématu z důvodu zjednodušení není znázorněn napájecí zdroj, který však musí být součástí a musí být samostatný pro plovoucí a neplovoucí část. Zároveň zdroje musí být mezi sebou elektricky odděleny, aby byla zachována izolace.



Obr. 10: Principiální schéma izolačního zesilovače.

Lze použít modulaci amplitudovou, frekvenční, PWM modulaci nebo sigma-delta modulaci. Amplitudová modulace využívá ovlivňování amplitudy nosné frekvence modulovaným signálem. U frekvenční modulace se zase ovlivňuje kmitočet nosné. PWM modulace využívá ovlivňování šířky obdélníkového impulsu. Sigma-delta modulace pracuje na trochu jiném principu. Spojitý EKG signál je modulátorem převeden na posloupnost impulsů. Tyto impulsy jsou přeneseny pomocí optočlenu a demodulátorem převedeny zpět na EKG signál. Protože se pracuje s impulsy, odolnost proti rušení je dobrá.

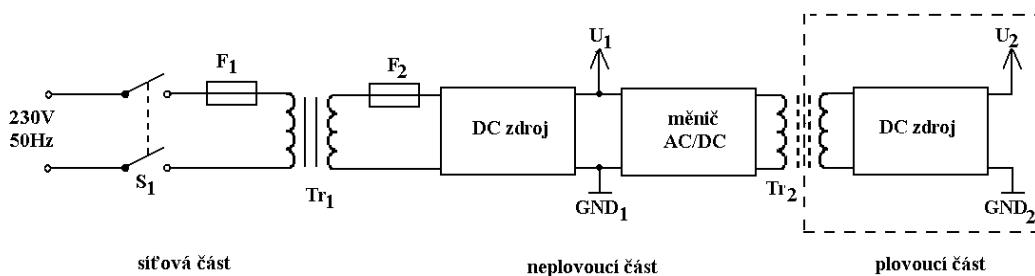
Je-li počítáno s tím, že EKG signál bude dále digitálně zpracováván, je vhodné jeho digitalizaci provést přímo v plovoucí části EKG předzesilovače. Přenášení digitálního signálu je jednodušší a méně náročné než přenášení analogového signálu.

## 4.7 Napájecí zdroj

Na napájecí zdroj jsou kladeny vysoké bezpečnostní požadavky. Jakým způsobem je splnit je popsáno v kapitole 3.2. U EKG předzesilovače je nutno napájet hned několik funkčních bloků. Každý blok pro svou činnost může vyžadovat napětí odlišné velikosti, symetrické či nesymetrické, stabilizované, s malým šumem. Obvody by měly být voleny tak, aby nebylo třeba řešit zbytečně mnoho napájecích zdrojů a zařízení nebylo zbytečně složité.

Přístrojové zesilovače se skládají z operačních zesilovačů, které mají velkou rychlost přeběhu, relativně vysoký mezní kmitočet, a tak se může snadno stát, že zesilovač začne kmitat. Tomu lze zamezit správným návrhem napájecího zdroje, vhodně navrženým plošným spojem a blokovacími kondenzátory v těsné blízkosti obvodů.

Jak by mohl napájecí zdroj pro EKG předzesilovač s plovoucím vstupem vypadat je znázorněno na obr. 11. Plovoucí část zesilovače musí být napájena z plovoucího zdroje. K tomuto účelu slouží napěťový měnič s transformátorem  $Tr_2$  se zesílenou izolací. K napájení neplovoucí části slouží transformátor  $Tr_1$ . Proudová pojistka  $F_2$  přeruší napájecí proud a zamezí tak vzniku nebezpečí, dojde-li ke zvýšení odebíraného proudu předzesilovačem vlivem jeho poruchy. Proudová pojistka  $F_1$  vypne, dojde-li ke zkratu na některém z vinutí  $Tr_1$ . Síťový spínač  $S_1$  připojuje zařízení k síti.



Obr. 11: Napájecí zdroj použitelný pro EKG předzesilovač.

## 4.8 Volba součástek

Důležitá je volba součástek z hlediska přesnosti a stability parametrů. U pasivních součástek jako jsou rezistory, kondenzátory a indukčnosti by nemělo být přihlíženo pouze na jejich jmenovitou hodnotu, ale i na jejich parazitní vlastnosti, které se mohou negativně promítnout do vlastností přístroje. U kondenzátoru se za parazitní vlastnost považuje odpor a indukčnost. Rezistor kromě odporu vykazuje indukčnost a kapacitu. Cívka kromě indukčnosti má odpor a kapacitu. Parametry aktivních i pasivních prvků zesilovače by měli být teplotně a časově stálé. Měli by být odolné vůči klimatickým a mechanickým vlivům. Pokud by parametry prvků nebyly dostatečně stálé, parametry přístroje by se měnily a změřený EKG signál by byl za každých podmínek jiný, což je nepřijatelné.

V posledních letech se na trh dostala řada moderních integrovaných obvodů. Mezi nimi i operační zesilovače a přístrojové zesilovače, které dosahují dobrých parametrů – vysoký CMRR, malý napěťový offset, malý teplotní drift, nízký vlastní šum, nízká spotřeba, malé zkreslení, apod. Zajímavé jsou i obvody které mají rozkmit výstupního napětí až téměř k samé hranici napájecího napětí (rail to rail), díky čemuž vystačí s relativně malým napájecím napětím. Tyto obvody dosahují nízké spotřeby a tak jsou vhodné i pro bateriově napájené přístroje. Bývají vybaveny ochranou vstupů, filtrem potlačujícím vř rušení či automatickou kalibrací, která snižuje jejich napěťový offset. Izolační zesilovač lze řešit použitím několika obvodů, které budou zajišťovat modulaci, izolační přenos a demodulaci nebo lze použít speciální obvod k tomuto účelu navržený.

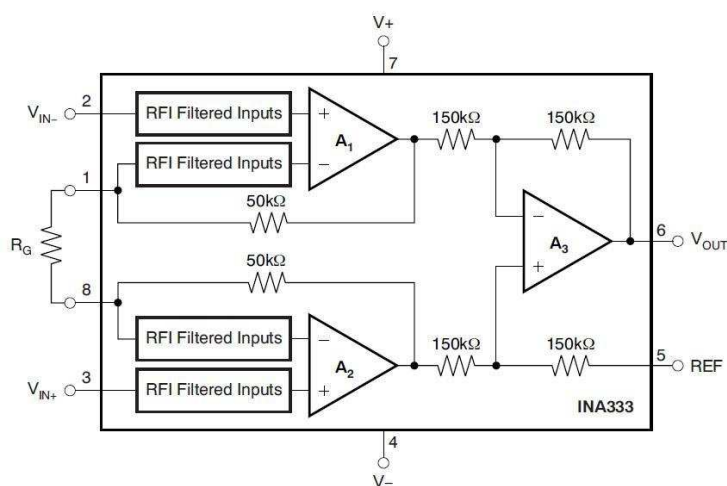
Je zřejmé, že použitím speciálních obvodů se zapojení podstatně zjednoduší, plošný spoj bude menší a spolehlivost může být vyšší díky menšímu počtu součástek.

## 5 NÁVRH PŘEDZESILOVAČE

Při návrhu je třeba brát v úvahu fakt, že jednotlivé bloky EKG předzesilovače jsou zapojeny v sérii za sebou. Nevhodná volba některého z bloků může zkazit výsledné parametry předzesilovače. Proto budou vybírány převážně moderní obvody, které jsou přímo určeny k dané aplikaci. V našem případě kdy se požaduje bateriové napájení, bude rozhodující i velikost napájecího napětí a proudový odběr jednotlivých obvodů.

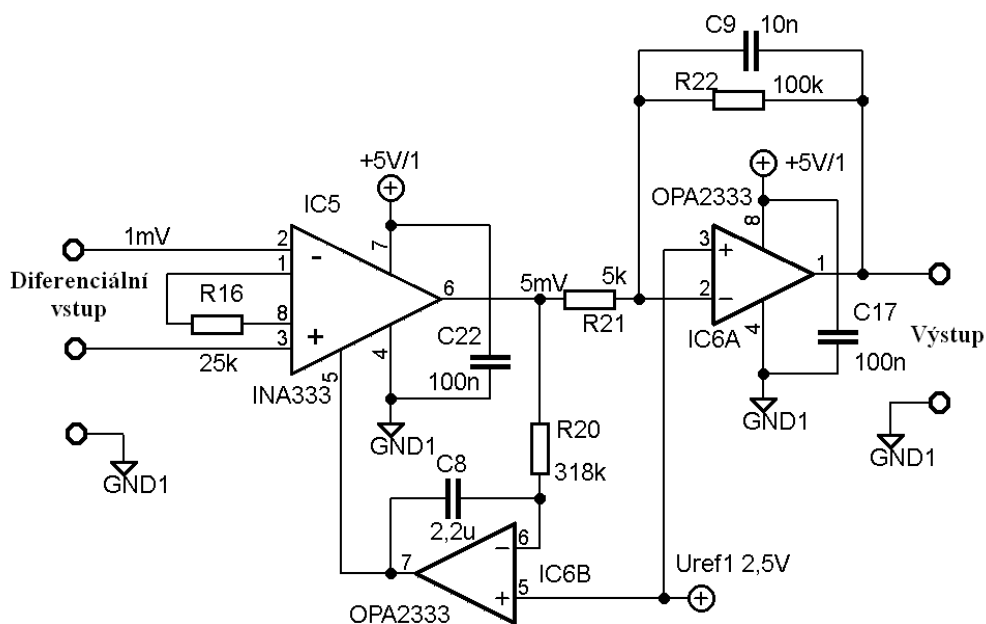
### 5.1 Diferenční zesilovač

Jako diferenční zesilovač byl zvolen obvod INA333 od Texas Instruments. Jeho vnitřní zapojení je na obr. 12. Obsahuje dvojici neinvertujících zesilovačů s nastavitelným zesílením a diferenční zesilovač. Na vstupu je navíc integrován RFI filtr potlačující vysokofrekvenční rušení. Výrobce udává minimální diskriminační činitel 100dB. Povolné napájecí napětí je od 1,8 do 5,5V.



Obr. 12: Vnitřní zapojení INA333(převzato z [8]).

Z katalogového listu bylo převzato a modifikováno doporučené zapojení pro EKG předzesilovač. Schéma je na obr. 13.



Obr. 13: Diferenciální zesilovač s horní a dolní propustí (převzato z [8]).

Velikost napájecího napětí byla s ohledem na ostatní použité obvody zvolena 5V. Zesilovač je napájen nesymetrickým napětím. Aby měl takto napájený zesilovač co největší rozkmit napětí do kladných i záporných hodnot, je vhodné nastavit stejnosměrný pracovní bod do  $\frac{1}{2}$  napájecího napětí. K tomu slouží referenční napětí  $U_{ref1}$  2,5V. Zesílení diferenciálního zesilovače bylo zvoleno 5. Tato relativně malá hodnota zesílení má zabránit přesycení zesilovače stejnosměrným napětím elektrod. Zesílení obvodu INA333 je dáno vztahem [8]

$$G = 1 + \left( \frac{100k\Omega}{R16} \right). \quad (2)$$

Operační zesilovač IC6B koriguje velikost stejnosměrné složky na výstupu IC5 tak, aby dosahovala hodnoty  $U_{ref1}$  2,5V. Tím je zajištěno potlačení stejnosměrného napětí elektrod, které je na vstupu diferenciálního zesilovače. IC6B spolu s R20 a C8 tvoří horní propust s mezním kmitočtem

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R20 \cdot C8}. \quad (3)$$

Klinické EKG předzesilovače mívají dolní mezní kmitočty 0,05Hz. U EKG předzesilovače sloužícího pro monitorovací účely postačuje dolní mezní kmitočty 0,5Hz. Při použití takového dolního mezního kmitočtu není potřeba rychlostar. Vyšší hodnota dolního mezního kmitočtu je vhodná i z hlediska potlačení pohybových artefaktů. Dolní mezní kmitočty dílčích stupňů byl proto zvolen 0,25Hz. Tomuto meznímu kmitočtu odpovídají hodnoty součástek R20 a C8 ve schématu.



Za obvodem IC5 je zapojen invertující zesilovač IC6B, který s R21, R22 a C9 tvoří dolní propust a zajišťuje další napěťové zesílení. Velikost zesílení je dána poměrem velikostí odporů

$$G = -\frac{R22}{R21} \cdot \quad (4)$$

Aby bylo dosaženo vhodné napěťové úrovně pro následující stupeň, bylo zesílení zvoleno 20. Hodnoty součástek ve schématu tomu odpovídají.

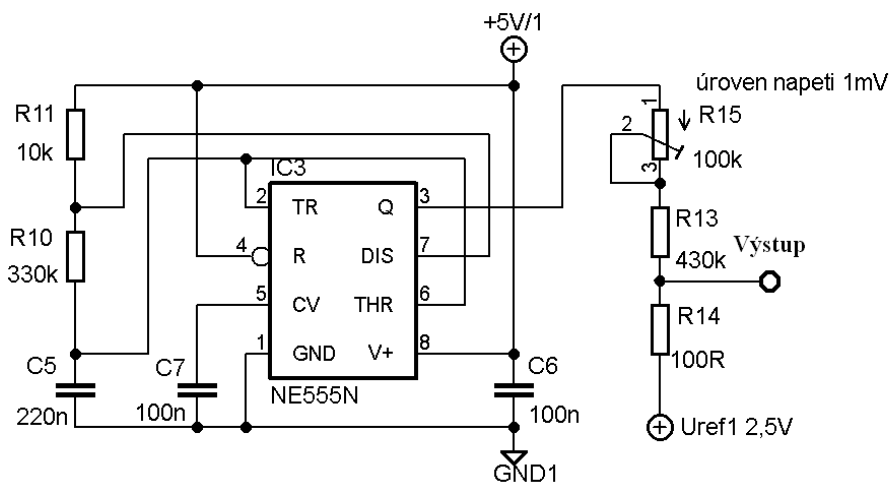
Mezní kmitočet dolní propusti je dán vztahem

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R22 \cdot C9} \cdot \quad (5)$$

Horní mezní kmitočet byl ponechán 150Hz, čemuž odpovídají hodnoty součástek ve schématu. Kondenzátory C17 a C22 slouží k blokování napájecího napětí.

## 5.2 Obvod kalibrace

Jako zdroj kalibračních impulsů byl použit obvod NE555 zapojený jako astabilní klopný obvod. Kalibrační signál je obdélníkový s následujícími parametry: amplituda 1mV, perioda 100ms a střída přibližně 1:1. Původně bylo zamýšleno použít periodu 200ms, ale z důvodu vyššího dolního mezního kmitočtu byla perioda zkrácena. Schéma zapojení je na obr. 14.



Obr. 14: Obvod kalibrace.

Obvod NE555 obsahuje dva komparátory a jeden klopný obvod na výstupu. Signál je generován tím způsobem, že po dobu  $T_H$ , kdy se kondenzátor C5 nabíjí, je výstup v log 1 a po dobu  $T_L$ , kdy se C5 vybíjí, je výstup v log 0. Doby trvání stavů popisují následující vztahy [9].

$$T_H = C5 \cdot (R10 + R11) \cdot \ln 2 \quad (6)$$

$$T_L = C5 \cdot R10 \cdot \ln 2 \quad (7)$$

$$T = T_H + T_L \quad (8)$$

Ze vztahů vyplývá, že pro dosažení střídý výstupního signálu 1:1 musí být  $R11=0\Omega$ . Při pohledu na schéma zapojení na obr. 14 je patrné, že rezistor R11 nemůže mít nulovou hodnotu, protože by během doby  $T_L$  protékal obvodem zkratový proud. Proto se R11 pro přibližnou střidu signálu 1:1 volí

$$R11 \ll R10. \quad (9)$$

Typická hodnota napětí vysoké výstupní úrovně časovače NE555 při napájecím napětí 5V je  $U_{OH}=4,8V$  [7]. Pro získání hodnoty  $U_{OUT}=1mV$  je třeba použít napěťový dělič.

$$U_{OUT} = \frac{R14}{R15 + R13 + R14} \cdot U_{OH} \quad (10)$$

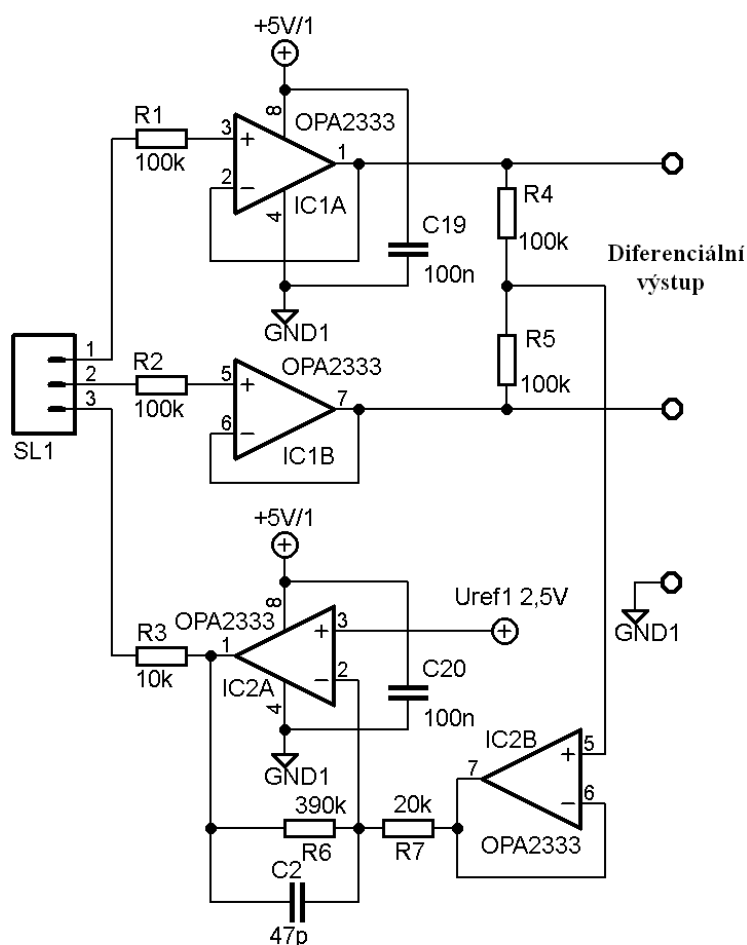
Hodnota rezistoru R14 byla zvolena  $100\Omega$  a hodnota rezistoru R13 byla dopočítána. Protože výrobce udává určitou toleranci napětí  $U_{OH}$ , je dělič doplněn odporovým trimrem R15, kterým lze  $U_{OUT}$  nastavit přesně na hodnotu 1mV.

Aby byl kalibrační signál správně zpracován nesymetricky napájeným diferenčním zesilovačem, je potřeba mu posunout stejnosměrnou složku do  $\frac{1}{2}$  napájecího napětí. To je zajištěno referenčním napětím  $U_{ref1}$  2,5V.

Kondenzátor C6 slouží k blokování napájecího napětí a C7 blokuje referenční napětí uvnitř IC3.

### 5.3 Vstupní zesilovač s aktivní zemí

Schéma vstupního zesilovače a aktivní země je na obr. 15. Vstupní zesilovač je tvořen dvojicí operačních zesilovačů IC1A a IC1B v neinvertujícím zapojení se zesílením 1. Toto zapojení se vyznačuje velkým vstupním odporem. V realizaci byl použit obvod OPA2333. Tento obvod má vstupy a výstupy vybaveny ochrannými diodami, které chrání obvod před zničením způsobené velkým vstupním napětím. Rezistory R1, R2 a R3 slouží k omezení protékajícího proudu ochrannými diodami. Hodnota rezistorů byla zvolena tak, aby proud ochrannými diodami nepřekročil výrobcem povolenou hodnotu 10mA. Výstup operačních zesilovačů IC1A a IC1B je přiveden na vstup diferenciálního zesilovače.



Obr. 15: Vstupní zesilovač s aktivní zemí (převzato z [8]).

Další součástí EKG předzesilovače je aktivní zem tvořená operačními zesilovači IC2A a IC2B. Na rezistorech R4 a R5 dojde ke zprůměrnování signálů, čímž zanikne rozdílová složka a zůstane jen rušivá soufázová složka. Tato soufázová složka je přivedena na neinvertující zesilovač IC2B. Jeho hlavním úkolem je impedanční přizpůsobení. Dále signál putuje na inverující zesilovač IC2A. Jeho zesílení se vypočte podle vztahu

$$G = -\frac{R6}{R7}. \quad (11)$$

Zesílení má hodnotu 19,5, čemuž odpovídají hodnoty rezistorů ve schématu. Výstup obvodu IC2A je veden přes rezistor R3 na pacienta. Kondenzátor C2 snižuje zesílení aktivní země na vysokých kmitočtech. Mezní kmitočet této dolní propusti se vypočte podle vztahu

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R6 \cdot C2}. \quad (12)$$

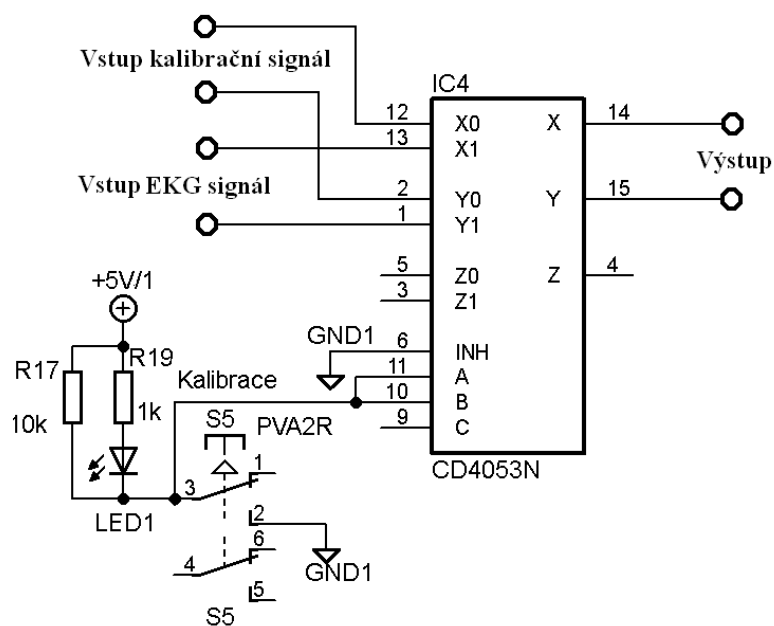
Hodnoty R6 a C2 byli převzaty z doporučeného zapojení. Mezní kmitočet pak má hodnotu 8,7kHz.

Operační zesilovače jsou napájeny nesymetrickým napětím. Aby měly takto napájené operační zesilovače co největší rozkmit, je jejich stejnosměrný pracovní bod nastaven do  $\frac{1}{2}$  napájecího napětí. K tomu slouží referenční napětí  $U_{ref1}$  2,5V zapojené na neinvertující vstup IC2A.

## 5.4 Přepínač kalibrace/EKG signál

Přepínání mezi kalibračním signálem a snímaným EKG signálem lze provést mnoha způsoby. V tomto návrhu byl použit analogový dvoukanálový multiplexer CD4053N. Schéma zapojení je na obr. 16. Tento obvod je vyroben technologií CMOS. Při napájecím napětí 5V má odpor sepnutého kanálu  $470\Omega$  [11]. Tento odpor však nijak nevadí, protože vstupní odpor diferenciálního zesilovače INA333 je minimálně o 4 řády vyšší.

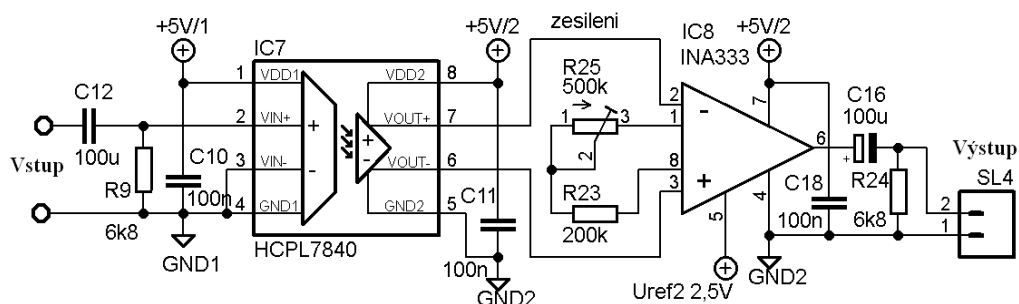
Obvod CD4053N obsahuje trojici přepínačů. K přepínání diferenciálního signálu však postačili pouze dva přepínače. Obvod je řízen logickou úrovní vytvořenou tlačítkem S5. Tlačítko S5 zároveň spíná diodu LED1, která svým svitem informuje o připojení kalibračním signálu.



Obr. 16: Přepínač kalibrace/EKG signál.

## 5.5 Izolační zesilovač

Aby vstup zesilovače byl plovoucí, je nutné vstupní a výstupní signál od sebe elektricky oddělit. K tomuto účelu byl použit izolační zesilovač. Všechny doposud použité obvody jsou napájeny napětím 5V, proto byl vybrán izolační zesilovač HCPL7840, který má napájecí napětí také 5V. Je to výhodné z hlediska jednoduššího napájecího zdroje. Při návrhu nesmí být zapomenuto na skutečnost, že pro zachování izolace mezi plovoucí a neplovoucí částí zesilovače musí být obě části napájeny zvlášť. Z tohoto důvodu jsou ve schématu dvě napájecí napětí +5V/1 a +5V/2 a dvě země GND1 a GND2. Schéma zapojení izolačního zesilovače je na obr. 17.



Obr. 17: Izolační zesilovač.

Izolační zesilovač HCPL7840 využívá nesymetrický vstup a symetrický výstup. Zesilovač pracuje v lineární části, je-li hodnota vstupního signálu v rozsahu -300mV až 300mV [12]. Aby nedocházelo k přesycení zesilovače a tím ke zkreslení signálu, je na vstup přiváděn signál s amplitudou 100mV. Amplitudy 100mV je dosaženo celkovým zesílením předchozích stupňů 100 a amplitudy EKG signálu přibližně 1mV. Předchozí stupeň na který izolační zesilovač navazuje má výstupní signál superponovaný na stejnosměrné složce 2,5V. Aby izolační zesilovač pracoval v lineární části, musí být stejnosměrná složka odstraněna vazebním kondenzátorem C12. Kondenzátor C12 s R9 tvoří horní propust s mezním kmitočtem

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R9 \cdot C12}. \quad (13)$$

Hodnota mezního kmitočtu byla zvolena stejně jako u předešlé horní propusti 0,25Hz. Této hodnotě mezního kmitočtu odpovídají hodnoty součástek ve schématu.

Zesílení izolačního zesilovače HCPL7840 je 8. Aby celkové zesílení EKG předzesilovače bylo 1000, následuje za izolačním zesilovačem IC7 zesilovač IC8, který zároveň převádí symetrický signál na nesymetrický.

Tolerance hodnot použitých součástek mohou způsobit, že skutečné zesílení nebude odpovídat zesílení vypočtenému. Z tohoto důvodu je zesílení zesilovače IC8 nastavitelné pomocí odporového trimru R25. Za předpokladu že tolerance použitých součástek je nulová, trimrem R25 lze nastavit zesílení EKG předzesilovače v rozsahu

$$G_{\min} = G_{pred} \cdot \left(1 + \left(\frac{100k\Omega}{R23 + R25}\right)\right) = 800 \cdot \left(1 + \left(\frac{100k\Omega}{200k\Omega + 500k\Omega}\right)\right) = 914 \quad (14)$$

$$G_{\max} = G_{pred} \cdot \left(1 + \left(\frac{100k\Omega}{R23}\right)\right) = 800 \cdot \left(1 + \left(\frac{100k\Omega}{200k\Omega}\right)\right) = 1200 \quad (15)$$

, kde  $G_{\min}$  je zesílení při nastavení trimru R25 na největší odpor a  $G_{\max}$  je zesílení při nastavení trimru R25 na nulový odpor. Konstanta  $G_{pred}$  udává zesílení předchozích stupňů.

Největší toleranci zesílení má obvod HCPL7840 a to  $\pm 5\%$ . Tolerance zesílení předchozích dvou stupňů je dána tolerancí použitých rezistorů  $\pm 1\%$ . Tolerance zesílení celého zesilovače je pro nejméně příznivý případ  $\pm 8\%$ . Navržený rozsah zesílení je dostatečný pro korekci celkového zesílení zesilovače.

Na pozici IC8 mohl být použit obvyčejnější diferenciální zesilovač, třeba takový jaký je na obr. 4. Byl ale použit zesilovač INA333, protože jeho zesílení lze nastavovat jen jedním prvkem.

Aby výstupní signál EKG předzesilovače neobsahoval stejnosměrnou složku 2,5V, je výstup doplněn vazebním kondenzátorem C16. C16 s R24 tvoří horní propust s mezním kmitočtem

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R9 \cdot C12}. \quad (16)$$

Hodnota mezního kmitočtu byla zvolena stejně jako u předešlých horních propustí 0,25Hz. Této hodnotě mezního kmitočtu odpovídají hodnoty součástek ve schématu.

## 5.6 Napájecí zdroj

Navržený EKG předzesilovač potřebuje pro svoji činnost dvě stabilizovaná napětí 5V. Jedno pro plovoucí část a druhé pro neplovoucí část. Protože napětí baterie se během vybíjení mění, nelze k napájení použít samotnou baterii. Napětí je potřeba nějakým způsobem stabilizovat.

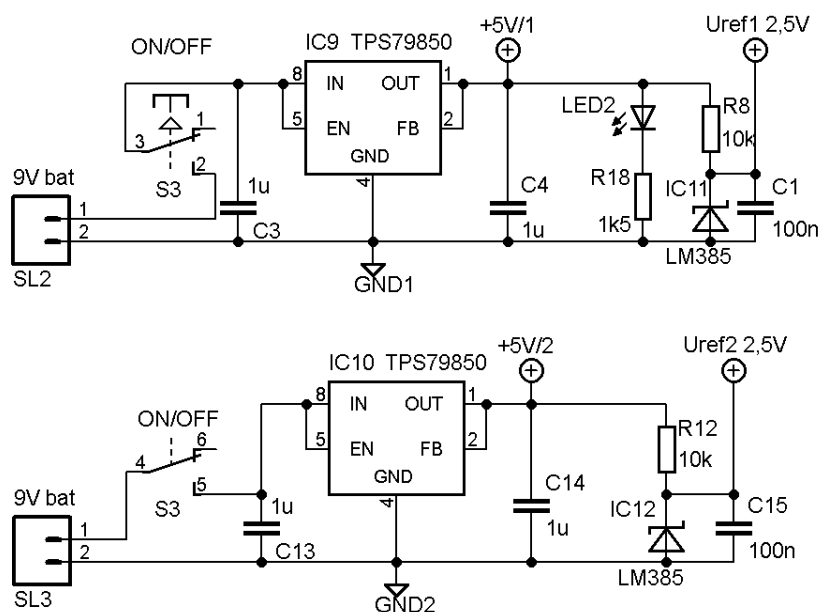
K napájení je použita destičková baterie skládající se ze 6 zinkochloridových nebo alkalických článků o napětí 1,5V. Parametry těchto baterií jsou v tab. 4. Jmenovité napětí baterie je 9V, napětí vybité baterie je 5,4V.

Tab. 4: Průměrná kapacita 9V destičkových baterií (převzato z [15]).

Typ baterie	zinkochloridová	alkalická
Jmenovité napětí[V]	9	9
Napětí vybité baterie[V]	5,4	5,4
Průměrná kapacita[mAh]	340*	500**
*při zatížení 5mA, vybité do 5,4V		
**při zatížení 25mA, vybité do 5,4V		

Ke stabilizaci byl použit lineární 5V stabilizátor s malým úbytkem napětí TPS79850. Typická hodnota úbytku napětí na tomto stabilizátoru je 300mV [13]. K vytvoření stabilizovaného napětí 5V tak stačí 5,3V, což odpovídá napětí vybité 9V baterie. Kapacita baterie bude efektivně využita.

Schéma zapojení napájecího zdroje je na obr. 19. Napájecí zdroj se skládá ze dvou totožných částí. Horní část slouží k napájení plovoucí části zesilovače, dolní část napájí neplovoucí část. Protože jsou části totožné, bude popsána pouze horní část.



Obr. 18: Napájecí zdroj.

Základ zdroje tvoří 9V baterie připojená na konektor SL2 a lineární stabilizátor IC9. K zapínání zdroje slouží dvoupólový přepínač S3 který je společný pro plovoucí i neplovoucí část. Pro správnou činnost stabilizátoru výrobce doporučuje připojit mezi vstup a zem a výstup a zem blokovací kondenzátory o kapacitě 1µF. Ve schématu jsou značeny jako C3 a C4. Referenční napětí  $U_{ref1}$  2,5V je vytvořeno pomocí napěťové reference IC11. Napěťová reference LM385-Z2,5 začíná pracovat již od 12µA [14]. Aby napěťová reference nebyla náchylná na proudový odběr, proud byl nastaven rezistorem R8 na hodnotu 250µA. Referenční napětí je blokováno kondenzátorem C1. Dioda LED2 svým svitem informuje o tom, že EKG předzesilovač je v provozu.

Důležitým parametrem každého bateriově napájeného zařízení je jeho spotřeba a s tím související doba provozu. Orientační stanovení těchto parametrů je v tab.5.

Tab. 5: Spotřeba EKG předzesilovače.

Napájecí zdroj	Plovoucí část	Neplovoucí část
Vypočítaný proudový odběr[mA]	13,5	12,0
Změřený proudový odběr[mA]	12,6	12,4
Typ baterie	zinkochloridová	alkalická
Předpokládaná kapacita baterie při odběru 13mA [mAh]	300	500
Doba provozu při odběru 13mA [h]	23,1	38,5

Největší proudový odběr v navrženém EKG předzesilovači má izolační zesilovač IC7. Podle katalogového listu má plovoucí část izolačního zesilovače odběr 10,86mA a neplovoucí části 11,56mA. Druhý největší odběr proudu má signalizační dioda LED2, kterou při provozu teče proud 1,9mA. Proudové odběry ostatních obvodů jsou velmi malé. Skutečný změřený proudový odběr se od vypočítaného příliš neliší.

Na základě znalosti kapacity baterie a proudového odběru je možné stanovit dobu provozu

$$t = \frac{C}{I}, \quad (17)$$

kde  $C$  je kapacita baterie v ampérhodinách a  $I$  je proud dodávaný baterií v ampérech.

Navržený EKG předzesilovač by měl být schopen pracovat se dvěma 9V destičkovými zinkochloridovými bateriemi 23,1 hodin a s alkalickými bateriemi 38,5 hodin.



## 6 ZÁVĚR

Tato práce se zabývá problematikou EKG předzesilovačů. Ve zkratce je zmíněna historie EKG a jsou popsány části EKG signálu. Jsou zde uvedeny základní požadavky které musí EKG předzesilovač splňovat, proto aby správně fungoval a nevznikalo při jeho provozu nebezpečí. Pozornost byla taky věnována způsobu napájení lékařských přístrojů z elektrické sítě.

Další část se věnuje obvodům EKG předzesilovače. Je popsána funkce diferenciálního zesilovače a vliv snímacích elektrod na snímání signál a výsledný CMRR zesilovače. Jsou zmíněny možné zdroje rušení a způsoby jak je potlačit. Práce popisuje kalibrační obvod, izolační zesilovač, obvod rychlostartu, aktivní zem a napájecí zdroj pro předzesilovač s plovoucím vstupem.

Poslední část je věnována návrhu jednoduchého bateriově napájeného EKG předzesilovače s plovoucím vstupem a s možností kalibrace. Za pomoci katalogových listů byly vybrány vhodné integrované obvody. Na základě údajů, které se nacházely v katalogových nebo v aplikačních listech, byl proveden obvodový návrh předzesilovače a vypočítány hodnoty pasivních součástek. Celkové schéma zapojení EKG předzesilovače včetně použitých součástek je uvedeno v příloze. Za pomoci programu Eagle byl proveden návrh dvoustranného plošného spoje. Při návrhu byl kladen důraz na dodržení základních pravidel návrhu plošných spojů v souladu s EMC. Výsledné předlohy pro výrobu plošného spoje jsou v příloze.

Aby byla prokázána správnost návrhu EKG předzesilovače, byla provedena realizace. Navržený plošný spoj byl vyroben, osazen součástkami a oživen. Fotografie plně funkčního vzorku je v příloze. Po provedení oživení, nastavení amplitudy kalibračního signálu na hodnotu 1mV a nastavení celkového zesílení zesilovače na hodnotu 1000, byl předzesilovač připojen k osciloskopu. Na výstupu EKG předzesilovače byl změřen průběh kalibračního signálu a průběh EKG signálu. Naměřené průběhy včetně srovnání signálu na výstupu předzesilovače s původním signálem jsou uvedeny v příloze. Z průběhu je patrné ovlivnění pomalých napěťových změn v EKG signálu dolním mezním kmitočtem předzesilovače, což je dobře patrné i na kalibračním signálu.

# LITERATURA

- [1] GERLA, V. EKG signál a jeho záznam [online]. 2007 [cit. 3.11. 2009]. Dostupné na [www: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>](http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html).
- [2] JENKINS, D. ECG Library [online]. 1996 [cit. 3.11. 2009]. Dostupné na [www: <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>](http://www.ecglibrary.com/ecghist.html).
- [3] JENKINS, D., GREED, S. A Concise History of the ECG - ECGpedia [online]. 2009 [cit. 3.11. 2009]. Dostupné na [www: <http://en.ecgpedia.org/wiki/A\\_Concise\\_History\\_of\\_the\\_ECG>](http://en.ecgpedia.org/wiki/A_Concise_History_of_the_ECG).
- [4] CHMELÁŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 1995.
- [5] KOLÁŘ, R. Zesilovače pro snímání biologických signálů, Elektrokardiografie. Přednášky BLDT: FEKT VUT v Brně, 2009.
- [6] VLADIMÍR, V. *Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů. Aplikace požadavků mezinárodních norem*. Praha 1: Česká společnost pro zdravotnickou techniku, 1995.
- [7] NE555 Datasheet [online]. Texas Instruments, 2002 [cit. 3.11. 2009]. Dostupné na : [: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/ne555.pdf>](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/ne555.pdf).
- [8] INA333 Datasheet [online]. Texas Instruments, 2008 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>](http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf)
- [9] WIKIPEDIE. NE555 [online]. 2010 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://cs.wikipedia.org/wiki/NE555>](http://cs.wikipedia.org/wiki/NE555)
- [10] OPA2333 Datasheet [online]. Texas Instruments, 2007 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf>](http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf)
- [11] CD4053B Datasheet [online]. Texas Instruments, 2003 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cd4053b.pdf>](http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cd4053b.pdf)
- [12] HCPL7840 Datasheet [online]. Hewlett Packard, 2003 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://www.gme.cz/\\_dokumentace/dokumenty/523/523-121/dsh.523-121.1.pdf>](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/523/523-121/dsh.523-121.1.pdf)
- [13] TPS79850 Datasheet [online]. Texas Instruments, 2009 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tps79850-q1.pdf>](http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tps79850-q1.pdf)
- [14] LM385-Z2,5 Datasheet [online]. National Semiconductor, 1999 [cit. 3.4. 2010]. Dostupné na : [: <http://www.ges.cz/sheets/1/lm385\\_2.pdf>](http://www.ges.cz/sheets/1/lm385_2.pdf)
- [15] BATERIA. Produktový katalog [online]. 2010 [cit. 24.5. 2010]. Dostupné na : [: <http://www.bateria.cz/produkty/baterie-primarni>](http://www.bateria.cz/produkty/baterie-primarni)

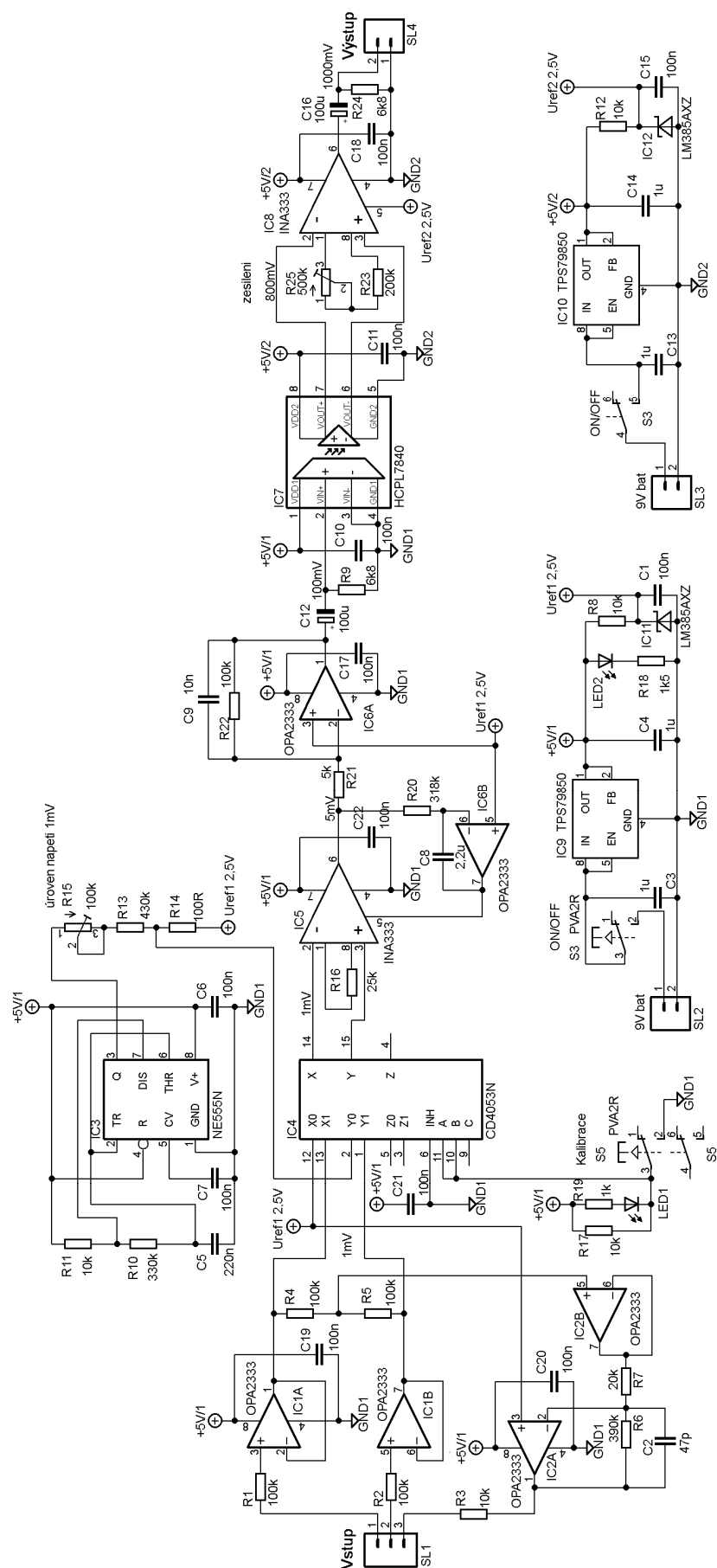
# SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG	Elektrokardiografie, elektrokardiograf, elektrokardiogram
CMRR	Diskriminační činitel v dB
IEC	Mezinárodní standart
V-A	Volt-ampérová
PWM	Pulsní šířková modulace
DC	Stejnoseměrný
AC	Střídavý
EMC	Elektromagnetická kompatibilita

## SEZNAM PŘÍLOH

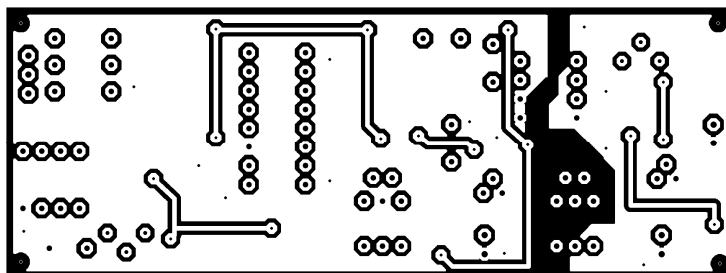
<b>A Celkové zapojení</b>	<b>34</b>
<b>B Deska plošného spoje</b>	<b>35</b>
B.1 Vrstva top.....	35
B.2 Vrstva bottom .....	35
<b>C Osazená deska plošného spoje</b>	<b>35</b>
C.1 Vrstva top.....	35
C.2 Vrstva bottom .....	36
<b>D Seznam součástek</b>	<b>36</b>
<b>E Změřené průběhy</b>	<b>38</b>
E.1 Průběh kalibračního signálu na výstupu předzesilovače .....	38
E.2 Průběh EKG signálu na výstupu předzesilovače .....	38
E.3 Srovnání signálu na výstupu předzesilovače s původním signálem .....	39

## A CELKOVÉ ZAPOJENÍ



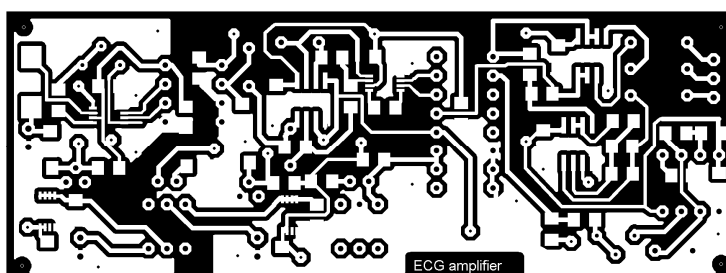
## B DESKA PLOŠNÉHO SPOJE

### B.1 Vrstva top



Rozměr desky 97 x 36 [mm], měřítko M1:1

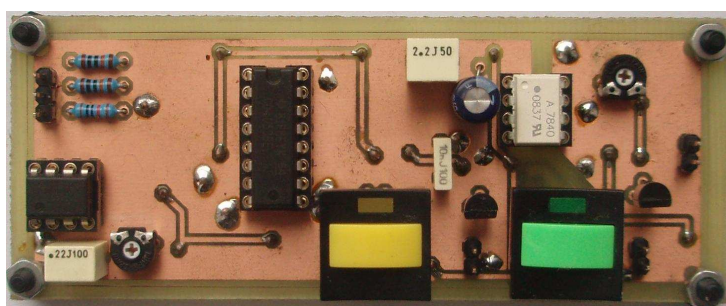
### B.2 Vrstva bottom



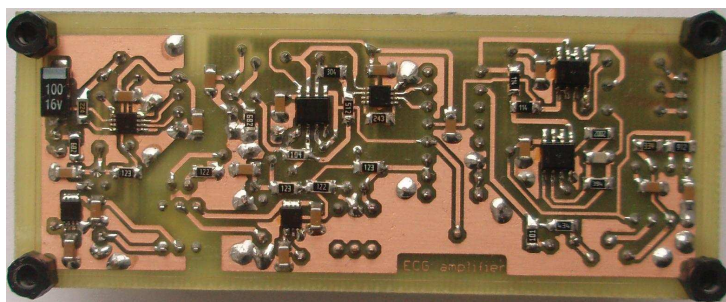
Rozměr desky 97 x 36 [mm], měřítko M1:1

## C OSAZENÁ DESKA PLOŠNÉHO SPOJE

### C.1 Vrstva top



## C.2 Vrstva bottom



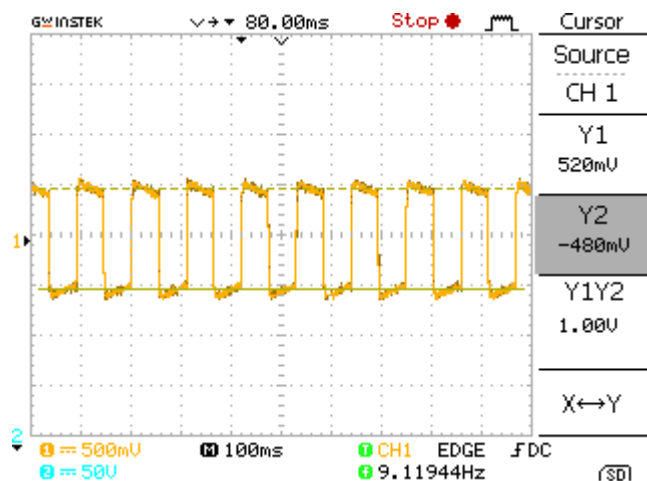
## D SEZNAM SOUČÁSTEK

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
C1	100n	C1206	keramický kondenzátor
C2	47p	C1206	keramický kondenzátor
C3	1u	C1206	keramický kondenzátor
C4	1u	C1206	keramický kondenzátor
C5	220n	C050-025X075	svitkový kondenzátor
C6	100n	C1206	keramický kondenzátor
C7	100n	C1206	keramický kondenzátor
C8	2,2u	C050-025X075	svitkový kondenzátor
C9	10n	C050-025X075	svitkový kondenzátor
C10	100n	C1206	keramický kondenzátor
C11	100n	C1206	keramický kondenzátor
C12	100u	C050-025X075	elektrolytický kondenzátor
C13	1u	C1206	keramický kondenzátor
C14	1u	C1206	keramický kondenzátor
C15	100n	C1206	keramický kondenzátor
C16	100u	D/7343-31W	tantalový kondenzátor
C17	100n	C1206	keramický kondenzátor
C18	100n	C1206	keramický kondenzátor
C19	100n	C1206	keramický kondenzátor
C20	100n	C1206	keramický kondenzátor
C21	100n	C1206	keramický kondenzátor
C22	100n	C1206	keramický kondenzátor
IC1	OPA2333	SO08	operační zesilovač
IC2	OPA2334	SO09	operační zesilovač
IC3	LM555N	DIL08	časovač
IC4	CD4053N	DIL16	multiplexor/demultiplexor
IC5	INA333	MICRO8	přístrojový zesilovač
IC6	OPA2333	SO08	operační zesilovač
IC7	HCPL7840	DIL08	izolační zesilovač
IC8	INA333	MICRO8	přístrojový zesilovač
IC9	TPS79850	MICRO8	stabilizátor napětí
IC10	TPS79850	MICRO8	stabilizátor napětí

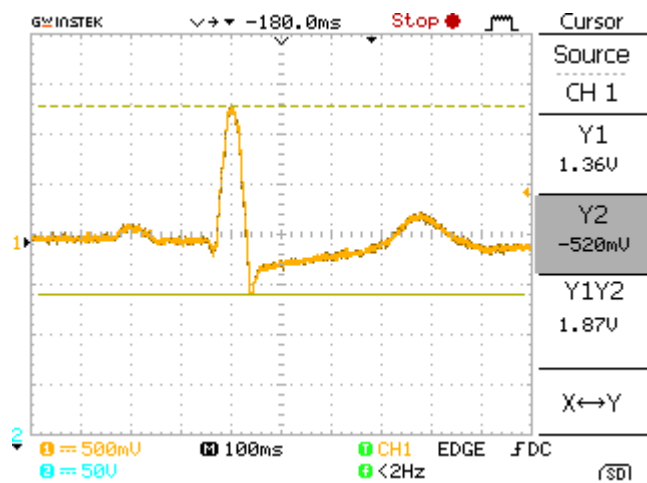
Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
IC11	LM385-Z2,5	TO92	napěťová reference
IC12	LM385-Z2,5	TO92	napěťová reference
LED1		LED2X5	žlutá led dioda
LED2		LED2X5	zelená led dioda
R1	100k	0207/7	metalizovaný rezistor
R2	100k	0207/7	metalizovaný rezistor
R3	10k	0207/7	metalizovaný rezistor
R4	100k	R1206	SMD rezistor
R5	100k	R1206	SMD rezistor
R6	390k	R1206	SMD rezistor
R7	20k	R1206	SMD rezistor
R8	10k	R1206	SMD rezistor
R9	6k8	R1206	SMD rezistor
R10	330k	R1206	SMD rezistor
R11	10k	R1206	SMD rezistor
R12	10k	R1206	SMD rezistor
R13	390k	R1206	SMD rezistor
R14	100R	R1206	SMD rezistor
R15	100k	RTRIM3339P	odporový trimr
R16	25k	R1206	SMD rezistor
R17	10k	R1206	SMD rezistor
R18	1k5	R1206	SMD rezistor
R19	1k	R1206	SMD rezistor
R20	318k	R1206	SMD rezistor
R21	5k	R1206	SMD rezistor
R22	100k	R1206	SMD rezistor
R23	200k	R1206	SMD rezistor
R24	6k8	R1206	SMD rezistor
R25	500k	RTRIM3339P	odporový trimr
S3	PVA2	PVA2R	tlačítkový vypínač
S5	PVA2	PVA2R	tlačítko
SL1		03P	kontakťová lišta
SL2		02P	kontakťová lišta
SL3		02P	kontakťová lišta
SL4		02P	kontakťová lišta

## E ZMĚŘENÉ PRŮBĚHY

### E.1 Průběh kalibračního signálu na výstupu předzesilovače

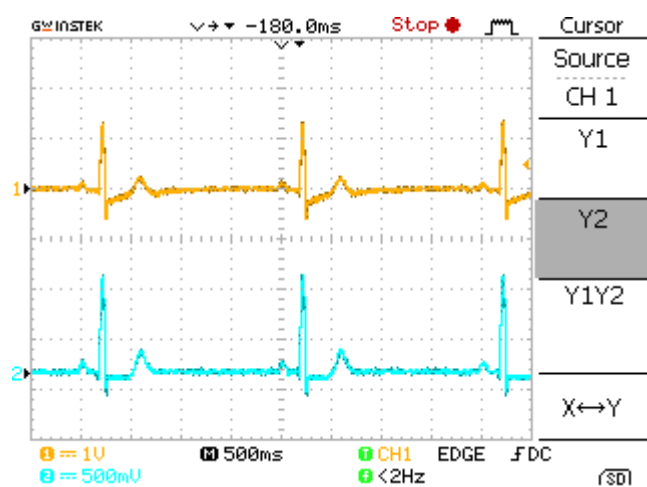


### E.2 Průběh EKG signálu na výstupu předzesilovače





### E.3 Srovnání signálu na výstupu předzesilovače s původním signálem



CH1: Průběh EKG signálu na výstupu předzesilovače

CH2: Průběh původního EKG signálu